COMPUTER-TOMOGRAPHIE MIT ULTRASCHALL-ECHOSIGNALEN FÜR DIE MEDIZINISCHE DIAGNOSTIK

von

Gerhard Röhrlein

Erlangen 1986

1986/400

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41538110_0003

COMPUTER-TOMOGRAPHIE MIT ULTRASCHALL-ECHOSIGNALEN FÜR DIE MEDIZINISCHE DIAGNOSTIK

Der Technischen Fakultät
der Universität Erlangen-Nürnberg
zur Erlangung des Grades
Doktor-Ingenieur

vorgelegt
von

Gerhard Röhrlein

Erlangen 1986

Als Dissertation genehmigt von der
Technischen Fakultät der
Universität Erlangen-Nürnberg

Tag der Einreichung: 15.05.1986
Tag der Promotion: 04.08.1986
Dekan: Prof. Dr. Ing. H. Brand
Berichterstatter: Prof. Dr. Ing. H. Ermert
Prof. Dr. Ing. W. Schüßler

Inhaltsverzeichnis

1 Einführung 1

2 Konventionelle Ultraschall-Abbildungsverfahren 9
2.1 Allgemeines Modell für Ultraschall-Abbildungsverfahren 9
2.2 Das Abbildungsprinzip des B-Bildes 12
2.3 Technische Maßnahmen zur Bündelung des Schallfeldes beim B-Bild-Verfahren 15
2.4 Reale Eigenschaften der B-Bild-Punktbildfunktion 17

3 Das Konzept der Ultraschall-Reflexions-Computer-Tomographie (UCTR) mit eingeschränktem Winkelbereich 23
3.1 Summation und inverse Filterung bei eingeschränktem Winkelbereich 23
3.1.1 Inverse Filterung bei vollständigen Aspektwinkelbereich 25
3.1.2 Inverse Filterung bei eingeschränktem Aspektwinkelbereich 30
3.2 Isotrope Auflösung bei UCTR mit eingeschränktem Winkelbereich 40

4 Eindimensionale Vorfilterung der Teilbilder 43
4.1 Filterentwurf für die eindimensionale Vorfilterung 46
4.2 Beispiel eines entworfenen Filters 51

5 Statistik von Speckle in der Ultraschall-Reflexions-Computer-Tomographie 55
5.1 Ein spezielles Gewebephantom ("Kretzphantom") 57
5.2 Speckle im B-Bild: Statistik 1. Ordnung 59
5.2.1 "Random-Walk" in der komplexen Ebene 59
5.2.2 Statistik der komplexen Feldamplitude 61
5.2.3 Statistik der B-Bild-Amplitude 63
5.3 Speckle im B-Bild: Statistik 2. Ordnung 68
5.3.1 Modell für das komplexe Feld und dessen Autokovarianzfunktion 69

5.3.2 Die Autokorrelationsfunktion der B-Bild-Amplitude 71
5.3.3 Die mittlere Specklegröße im B-Bild 73
5.4 Speckle im Summationsbild: Statistik 1. Ordnung 78
5.5 Korrelation zweier, gegeneinander winkelverdrehter B-Bilder 81
5.6 Specklereduzierung durch Überlagerung zweier B-Bilder mit verschiedenen Sendeimpulsspektren 86
5.7 Speckle im Summationsbild: Statistik 2. Ordnung 87
5.8 Speckle im gefilterten Bild: Statistik 1. Ordnung 92
5.9 Speckle im gefilterten Bild: Statistik 2. Ordnung 95
5.10 Erkennbarkeit von nicht streuenden Arealen in speckle-behafteten Bildern 103

6 Technische Realisierung des UCTR-Konzeptes mit eingeschränktem Winkelbereich 106
6.1 Probleme der Realisierung 106
6.1.1 Messung der Teilbilder 106
6.1.2 Summation 113
6.1.3 Zweidimensionale inverse Filterung 115
6.1.4 Eindimensionale Vorfilterung 119
6.2 Realisierte UCTR-Laboranlage 119

7 Experimentelle Untersuchungen 127
7.1 Untersuchungen an Phantomen und "in-vitro"-Aufnahmen 128
7.2 "in-vivo"-Abbildungen verschiedener Organe 139
7.2.1 Schilddrüsenabbildungen 139
7.2.2 Abbildungen des Hodens 145
7.2.3 Abbildungen des Ober- und Unterschenkels 153
7.2.4 Abbildung der weiblichen Brust 161

8 Ansätze zur Weiterarbeit 163

9 Zusammenfassung 165

10 Literaturverzeichnis 167

Verzeichnis der wichtigsten Formelzeichen

a	Objektfunktion (Reflektivität)
A, A_{obj}	Fouriertransformierte der Objektfunktion
A'	rekonstruierte Objektfunktion
a, b	Parameter allgemein
A	Phasor
a_k, a_p	Elementarphasor
A_r, A_i	Realteil, Imaginärteil Phasor
b, B	B-Bild und Fouriertransformierte
B	Bandbreite
c	Schallgeschwindigkeit
d	normierte Ortskoordinate
D	Aperturlänge
d	Transducerverschiebung
E, K	elliptische Integrale
f_b	Bildfunktion allgemein
f_{obj}	Objektfunktion allgemein
$F\{..\}, F^{-1}\{..\}$	Fouriertransformation bzw. Rücktransformation
F	eindimensionale Filterfunktion, Ortsfrequenzbereich
$\underline{F}, \underline{H}_w$	Spaltenvektoren
Δf_x	Ortsfrequenzbandbreite
f_{oy}	Frequenzparameter
h, H	Punktbildfunktion, Punktübertragungsfunktion allg.
h_b, H_b	PBF, PÜF (B-Bild)
h_s, H_s	PBF, PÜF (Summationsbild)
h_i, H_i	PBF, PÜF (Filter)
h_w, H_w	PBF, PÜF (Fensterfunktion (=gefiltertes Bild))
$H\{..\}$	Hankeltransformierte
h_{bx}, h_{by}	axiale bzw. laterale Komponente von h_b
i, j, k, l, m, n	Laufindizes
I, J, K, Z, S	Zeilen und Spalten einer Matrix
j	imaginäre Einheit
J_o, J_1	Besselfunktionen
k	normierte Autokovarianzfunktion

k_V, k_A	norm. AKVF B-Bild-Amplitude und B-Bild-Phasor
l	Transducerbreite
M, N	Anzahl überlagerter Teilbilder
$\underline{M}_b$	Matrix
N	Anzahl von Punktstreuern in einer Auflösungszelle
P	Punkt im x,y,z-Raum
p	Wahrscheinlichkeitsdichtefunktion
r_g	maximale Ausdehnung im Ortsbereich
$\underline{R}$	Drehmatrix
r	Korrelationsfaktor
R_x, C_x	Autokorrelierte, Autokovarianz allg.
R_A, C_A	AKF, AKVF des B-Bild-Phasors
R_a	AKF der Elementarphasoren
R_V, C_V	AKF, AKVF der B-Bild-Amplitude
R_I	AKF der B-Bild-Intensität
C_{Vs}	AKVF der Amplitude des Summationsbildes
C_{Vi}	AKVF der Amplitude des gefilterten Bildes
s, S	Summationsbild, Fouriertransf. des Summationsbildes
SNR	Speckle-Signal-Rauschverhältnis
S_c	Specklegröße
t	Zeit
t, u	Ortskoordinaten
u	Druckfeld
v, w	Ortskoordinaten
V, Θ	B-Bild-Amplitude, Phase
var	Varianz
V_s, V_i	Amplitude Summationsbild, gefiltertes Bild
x, y, z	Ortskoordinaten
x_g, y_g	maximale Bildgröße
X	Zufallsvariable allg.
x_o	Fokuslänge
x_a, y_a	axiale bzw. laterale 6dB-Auflösung im B-Bild
Z	Fläche
z	normierte Ortskoordinate

δ	Dirac-Distribution
ε	kleine positive Zahl
$\varepsilon_{\omega t}, \varepsilon_{\omega u}$	Interpolationsfaktoren
μ_a	Mikrokorrelation der Elementarphasoren
Φ	Phasorphase
Φ_k	Elementarphasorphase
κ, κ_o	Kompressibilität allg., und von Wasser
λ	Wellenlänge
$\Delta\vartheta$	Winkelabtastintervall
ϑ	Aspektwinkel
ϑ_{max}	Aspektwinkelbereich
σ_x	Breite der Gauß-B-Bild-PBF in x-Richtung
σ^2	mittlere Rückstreuleistung
τ	Verzögerungszeit
$\omega_x, \omega_y, \omega_t, \omega_u$	Ortskreisfrequenzen
$\omega_v, \omega_w, \omega_r, \omega_\varphi$	Ortskreisfrequenzen
ω_g	Ortsgrenzfrequenz
ω_{rg}	Objektgrenzfrequenz
$\omega_{ax}, \omega_{lat}$	Grenzfrequenzen der B-Bild-PÜF
ω_{vg}, ω_{wg}	Grenzfrequenzen der Summations-PÜF
ω_{rmax}	max. Ortsfrequenz der Summations-PÜF
$\Delta\omega$	Ortsfrequenzabtastintervall
Ω	normierte Frequenz
<...>	Mittelungsoperation

Verzeichnis der wichtigsten Abkürzungen

AKF	Autokorrelationsfunktion
AKVF	Autokovarianzfunktion
CT	Computertomographie
FFT	"Fast Fourier Transform", schnelle Fouriertransformation
2DFFT	zweidimensionale FFT
MÜF	Modulationsübertragungsfunktion
PBF	Punktbildfunktion
PÜF	Punktübertragungsfunktion
UCTR	Ultraschall-Reflexions-Computer-Tomographie
M.	medizinisch "Musculus"

1. Einführung

Die medizinische Diagnostik mittels Ultraschallabbildung hat seit ihrer erstmaligen Anwendung vor 37 Jahren eine stürmische Entwicklung erfahren. Wild (/26/,/27/) untersuchte 1949 erstmalig die Möglichkeit, Gewebe durch Auswertung der Rückstreusignale eines eingestrahlten Ultraschallpulses zu differenzieren. Diesem eindimensionalen Verfahren, dem sogenannten A-Bild, das heute noch immer vor allem in der Ophthamologie angewendet wird, folgte sehr bald das B-Bild-Verfahren (Wild 1952 /31/). Dieses zweidimensionale Schnittbildverfahren basiert im wesentlichen auf der gleichen Puls-Echo-Technik, welche beim A-Scan Anwendung findet. Ein B-Bild kann vereinfacht als Parallelverschiebung vieler A-Scans dargestellt werden. Tatsächlich erfolgte der Bildaufbau bei den ersten industriell gefertigten Scannern Anfang der sechziger Jahre mittels eines einzelnen Schallwandlers, der manuell über das interessierende Objekt geführt wurde. Mittels Positionsfühler wurde das B-Bild auf einem analogen Speicherbildschirm aus den vielen A-Zeilen synthetisiert. Diese sogenannten Compound-Scanner benötigten mehrere Sekunden für einen Bildaufbau. Es war außerdem nur eine reine Schwarz-Weiß-Darstellung möglich.

Wesentliche Fortschritte brachte 1966 die Einführung von Scannern mit einem mechanisch rotierenden Schallkopf, und 1967 die Einführung der Arraytechnologie. Die schnelle Rotation des Schallkopfes, bzw. die elektronische Ansteuerung von elektro-akustischen Wandlergruppen ("Arrays") ermöglichten Bildaufbauzeiten im Millisekundenbereich. Damit wurde "Echtzeit"-Betrieb ermöglicht, d.h. mit einer Bildfolgesequenz von 20 bis 40 Bildern pro Sekunde konnten bewegte Vorgänge wie z.B. Herzklappenbewegungen ohne Schwierigkeiten untersucht werden. Ein weiterer wesentlicher Schritt erfolgte schließlich durch das Ersetzen des Schwarz-Weiß-Bildes durch ein echtes Grautonbild, wodurch die sehr unterschiedliche Reflektivität des Gewebes erkennbar wurde und zur Diagnose mit herangezogen werden konnte.

Die Fähigkeit dieses Abbildungskonzeptes, Konturen (z.B Organgrenzen mit unterschiedlicher akustischer Impedanz) und Strukturen (Erschei-

nungsbild der überlagerten Rückstreuung an kleinsten Inhomogenitäten im Gewebe) darzustellen, sowie die Echtzeitfähigkeit und schließlich die Risikolosigkeit dieser Diagnosemethode führten zu einer schnell wachsenden medizinischen Anwendung.

Neben dem B-Bild-Verfahren wurden, vor allem im letzten Jahrzehnt, weitere akustische Abbildungsverfahren für die medizinische Diagnostik entwickelt und erprobt, so z.B die akustische Transmissionskamera, die synthetischen Aperturverfahren (akustische Holographie) sowie die Ultraschall-Computer-Tomographie.

Akustische Transmissionskameras (/33/,/35/) sind von ihrem Aufbau in etwa analog zum Aufbau der Optik eines Diaprojektors. Eine breitbandige, inkohärente akustische Schallquelle bestrahlt flächenhaft ein Objekt. Die abzubildende Schicht des Objekts befindet sich in der Brennebene einer akustischen Sammellinse, in der zweiten Fokusebene befinden sich die akustischen Empfänger. Als Empfänger sind im Prinzip ein zweidimensionales Array mit sehr vielen kleinen Einzelwandlern notwendig. Wegen großer technologischer Schwierigkeiten konnte ein derartiges Array jedoch erst in einer aktuellen Forschungsarbeit eingesetzt werden (/34/). In früheren Arbeiten behalf man sich z.B. mit einem konventionellen linearen Array und ließ das gesamte akustische Bild mittels rotierender Prismen zeilenweise vorbeischwenken (/33/). Akustische Kameras bilden eine Fokusebene endlicher Dicke scharf ab. Andere durchstrahlte Objektebenen werden jedoch, wenn auch verwaschen, dem Bild überlagert. Diese Bildcharakteristik ähnelt der einer Röntgenschichtaufnahme.

Zur akustischen Holographie erschien eine Reihe von Publikationen (siehe z.B. /36/). Die meisten Verfahren haben jedoch keine Bedeutung erlangt. Eine Ausnahme stellen numerische Rekonstruktionsverfahren für die Werkstoffprüfung dar. Eine kohärente akustische Welle beschallt ein Objekt. Die Rückstreusignale werden entlang einer synthetischen Apertur phasenrichtig detektiert und mittels spezieller Algorithmen im Rechner zu einem Bild überlagert. Im Gegensatz zur optischen Holographie wird zur Rekonstruktion keine Referenzwelle

benötigt, da das Feld phasenrichtig detektiert wird. Es ist möglich, multifrequent (d.h. mit verschiedenen diskreten Frequenzlinien /37/) zu arbeiten, oder auch mit einem kontinuierlichen breitbandigen Spektrum (/38/).

Ultraschall-Computer-Tomographie wurde analog zur Röngten-Computer-Tomographie entwickelt (/7/,/31/-/78/). Ein Objekt ist umgeben von zwei sich parallel gegenüberstehenden Arrays, welche sich vollständig um das Objekt drehen können. Aus sehr vielen, äquidistant verteilten Aspektwinkeln werden Projektionen gemessen. Meßparameter können dabei z.B. Pulslaufzeit, Dämpfung, Frequenzabhängigkeit der Dämpfung oder nichtlineare Objektparameter sein. Mit diesem Verfahren lassen sich deshalb im Gegensatz zur Röntgentomographie, mit welcher ausschließlich Absorptionseigenschaften des Objekts dargestellt werden können, wesentlich mehr Objektparameter bildhaft darstellen. Nachteilig macht sich bemerkbar, daß bei den verwendeten Ultraschallfrequenzen eine scharfe Strahlbündelung mit parallelen Strahlengang nicht möglich ist, und daß sich die Abmessungen der abzubildenden Objektdetails in der gleichen Größenordnung wie die verwendeten Wellenlängen, mit daraus resultierenden Beugungs- und Brechungseffekten, befinden. Die Auflösung der Ultraschall-Computer-Tomographie ist deshalb gegenüber der Röntgen-CT um ca. eine Größenordnung geringer. Im Gegensatz zum B-Bild ist die Ultraschall-CT ein quantitatives Meßverfahren.

Von allen diesen bildgebenden diagnostischen Ultraschallverfahren besitzt der B-Scan die größte praktische Bedeutung. Der klinische Einsatzbereich hat sich seit der Einführung ständig vergrößert, so daß mittlerweile für fast alle inneren Organe das B-Bild zur Diagnose mit herangezogen werden kann. Möglich wurde diese schnelle Verbreitung des Verfahrens letztlich durch eine ganze Reihe technologischer Verbesserungen. Durch Feinteilung der Ultraschallarrays konnte das Anschwingen unerwünschter Moden verhindert werden, durch gekrümmte Arrayoberflächen wurde eine bessere Fokussierung des Schallstrahls in der Dimension senkrecht zur Bildebene erreicht. Durch verbesserte Fertigungstechnologien wurden die Schwinger breitbandiger. Die integrierte Digitaltechnik ermöglichte schließlich die ein-

fache Realisierung einer dynamischen Empfangsfokussierung oder auch mehrerer Sendefoki, sowie selbstverständlich eine digitale Bildspeicherung. Sehr viele dieser Verbesserungen dienen vor allem zur Erhöhung der axialen (d.h. in Strahlrichtung) sowie der lateralen (d.h. senkrecht zur Strahlrichtung in der Schnittebene) Auflösung. Zur Verdeutlichung, welche Werte neuere Geräte erreichen, sei ein Beispiel genannt: Bei einer Mittenfrequenz von 5 MHz können 0,9 mm axiale und 2,7 mm laterale Auflösung als typisch angesehen werden.

Obwohl das B-Bild-Verfahren einen sehr hohen Qualitätsstandard erreicht hat, sind mit diesem Verfahren einige Probleme verbunden, die die diagnostische Bildauswertung wesentlich erschweren:

- Starke Anisotropie zwischen axialer und lateraler Auflösung. In /101/ wird ein Verhältnis von 1:4 bis 1:5 als typisch genannt. Neuere Geräte erreichen 1:3.

- Speckleeffekt: Die kohärenten, in das Gewebe eingestrahlten Pulse werden an, bezogen auf die mittlere Wellenlänge, sehr kleinen und dicht gepackten Partikeln gestreut. Gleiche Wellenlängen interferieren . Dadurch erscheinen im B-Bild auch makroskopisch homogene Gewebebezirke granular. Die statistischen Eigenschaften von Speckle werden darüberhinaus immer wesentlich vom verwendeten B-Scanner geprägt. Ein zusätzlicher Einfluß des Objekts auf das Speckleverhalten ist nur in speziellen objektabhängigen Fällen möglich /103/. Speckle ist diagnostisch also meist nicht verwertbar.

- Artefakte: Vielfachreflektionen zwischen Schichten verschiedener akustischer Impedanz führen zu "Geisterbildern" im B-Bild /95/. Ähnliche Effekte können im Arraynahbereich auch durch Antennennebenkeulen verursacht werden.

- Unterschiedliches Signal-Rausch-Verhältnis zwischen arraynahen und arrayfernen Objektbereichen durch die hohe Absorption im weichen Gewebe von typisch 0,5..1,5 dB/(cm MHz). Zum Ausgleich der Absorption wird deshalb nach Signalempfang eine laufzeitabhängige

Verstärkung durchgeführt, mit bis zu 100 dB Signalverstärkung.

- Akustisch spiegelnde Grenzflächen im Objekt werden nicht oder nur unzureichend dargestellt.

Angeregt durch akustische Abbildungsverfahren mittels gestreuter Signale (/125/, /129/, /131/), wurde am Lehrstuhl für Hochfrequenztechnik der Universität Erlangen-Nürnberg und gleichzeitig auch von MADERLECHNER u.a. (/137/) ab 1978 ein Verfahren entwickelt, das auf der Basis von B-Bildern arbeitet, jedoch die B-Bild spezifischen Probleme zu beseitigen oder wesentlich zu verringern sucht. Es wurde unter dem Namen Reflexions-Ultraschall-Computer-Tomographie (UCTR) eingeführt, und kann als konsequente Weiterentwicklung des Compound-Scan-Prinzips aufgefasst werden (/132/, /135/-/142/). Ein z.B. lineares Array bewegt sich in einer Schnittebene vollständig um ein Objekt herum. In äquidistanten Winkelabständen werden B-Bilder aufgenommen und winkelrichtig überlagert. Durch diese Aufsummation wird der Speckleeffekt wesentlich verringert (s. Kap. 5). Spiegelnde Grenzflächen erscheinen als vollständige Konturen im Summationsbild, die Auflösung wird isotrop, das Signal-Rausch-Verhältnis verbessert sich (/141/). Dieses Summations-Compound-Verfahren ist von verschiedenen Gruppen untersucht worden (/134/, /140/, /143/, /154/, /164/), wobei die obigen Ergebnisse bestätigt wurden.

Nachteilig im Summationsbild erscheint die Tatsache, daß die Auflösung zwar isotrop wird, jedoch nicht den Wert der axialen Auflösung im Einzel-B-Bild erreicht. Vielmehr stellt sich ein Mittelwert zwischen axialer und lateraler Auflösung des B-Scans ein (/141/). In einem zweiten Verarbeitungsschritt, der als zweidimensionale inverse Filterung beschrieben werden kann, läßt sich die isotrope Auflösung jedoch bis zur axialen Auflösung des B-Bildes steigern, so daß dieses Verfahren die Nachteile der B-Bild-Abbildung entweder eliminiert, oder zumindest stark reduziert. HILLER (/141/) hat außerdem gezeigt, daß es möglich ist, die Reihenfolge Summation $\longrightarrow$ Filterung zu vertauschen, wobei dann zunächst jedes Einzel-B-Bild eindimensional in axialer, d.h. zeitlicher Richtung vorgefiltert wird, und anschließend

die vorgefilterten B-Scans aufsummiert werden. Dadurch sinkt der Aufwand für die Filterung erheblich, außerdem kann ein derartiges eindimensionales Filter sehr einfach hardwaremäßig aufgebaut werden. Der verwendete Algorithmus ist den konventionellen CT-Algorithmen sehr ähnlich, sodaß dieses Verfahren als verallgemeinertes Computer-Tomographie- Konzept aufgefasst werden kann.

Ein wesentlicher Nachteil dieses Verfahrens ist es, daß nur Organe bzw. Objekte untersucht werden können, die sich vollständig von einem Array umrunden lassen, wie z.B. weibliche Brust, Hoden oder Extremitäten. Zahlreiche andere Organe, für die diagnostischer Ultraschall eine erhebliche Rolle spielt, sind ausgeschlossen, wie z.B. Schilddrüse, Leber oder Niere. Ein Ziel dieser Arbeit ist es deshalb, die Algorithmen der UCTR so zu erweitern, daß sie auch bei einem eingeschränktem Aspektwinkelbereich anwendbar sind.

Die kurz umrissenen Aufgabenstellungen werden in den folgenden Abschnitten abgehandelt:

Kapitel zwei führt zunächst näher das Funktionsprinzip und einige Eigenschaften des B-Bild-Verfahrens ein, da auf diesem Verfahren das UCTR-Prinzip aufbaut. Als wesentlich zeigt sich, daß ein B-Scan näherungsweise als ein im systemtheoretischen Sinn zweidimensionales lineares System interpretiert werden kann.

Zur Analyse des UCTR-Verfahrens mit eingeschränktem Aspektwinkelbereich im dritten Abschnitt stehen deshalb die umfangreichen Methoden der ein- und zweidimensionalen linearen Systemtheorie zur Verfügung, da das UCTR-Prinzip ein lineares Verfahren darstellt. Es wird sich herausstellen, daß bei begrenztem Winkelbereich eine isotrope Auflösung zwar prinzipiell immer ereichbar, jedoch im allg. nicht sinnvoll ist, da diese isotrope Auflösung nicht die axiale Auflösung des B-Bildes erreicht. Erreichbar ist vielmehr eine Punktbildfunktion mit elliptischen Konturen, wobei die höchste und niedrigste Auflösung durch die kleine und die große Hauptachse bestimmt werden. Die größte

Auflösung entspricht dabei immer der axialen Auflösung des Einzel-B-Bildes, die geringste ist abhängig vom möglichen Aspektwinkelbereich. Die in diesem Abschnitt angewandte Filterung kann einfach als zweidimensionale inverse Filterung nach Aufsummation aller Teilbilder interpretiert werden.

Der vierte Abschnitt widmet sich dem Problem, die Reihenfolge der Verarbeitung umzukehren, d.h. erst die einzelnen Bilder vorzufiltern, und in einem zweiten Schritt die vorgefilterten Teilbilder aufzusummieren, wobei das Ergebnis selbstverständlich identisch mit dem Ergebnis der Reihenfolge Aufsummation --→ Filterung sein soll. Die Vorfilterung soll zudem nur noch eindimensional erfolgen, da nur in diesem Fall der Filteraufwand gering bleibt. Das Problem wurde von Hiller /141/ für den Fall eines Aspektwinkelbereiches von 360 Grad, bzw. 180 Grad bei zusätzlich punktsymmetrischer Punktbildfunktion (PBF) eines Teilbildes gelöst. In diesem Fall sind die Filterkoeffizienten für jeden Aspektwinkel, d.h. für jedes Teilbild gleich. Es wird nun ein Verfahren vorgestellt, mit dem es möglich ist, entsprechende eindimensionale Vorfilter ebenfalls für einen eingeschränkten Aspektwinkelbereich einzusetzen, wobei in diesem Fall die Filterkoeffizienten aspektwinkelabhängig sind, d.h. von Teilbild zu Teilbild variieren. Innerhalb eines Teilbildes wird jedoch nur in axialer Richtung eindimensional gefiltert.

Im Kapitel fünf wird der Einfluß von Speckle auf die Ultraschallbilder untersucht. Nach einer ausführlichen Darstellung der Theorie von BURCKHARDT (/98/), WAGNER und SMITH et al. (/103/) für Speckle im B-Bild erfolgt eine Erweiterung auf das Summationsbild und auf das invers gefilterte Bild.

Abschnitt sechs erläutert Realisierungsprobleme und stellt eine aufgebaute Laboranlage für UCTR vor. Ein modulares Konzept unter Einsatz möglichst vieler handelsüblicher Komponenten ermöglicht es, flexibel auf bestimmte Problemstellungen zu reagieren. Insbesondere ist es möglich, verschiedene Applikatoren z.B. für Schilddrüse, Hoden,

weibl. Brust ohne Änderung der Hard- oder Software anzuschließen. Ferner stellt sich heraus, daß die Algorithmen der UCTR hervorragend von Prozessoren, die speziell für die digitale Signalverarbeitung entwickelt wurden, verarbeitet werden können. Im vorliegenen Fall wurde das Nachfolgemodell eines am Lehrst. f. Nachrichtentechnik der Universität Erlangen-Nürnberg entwickelten Signalprozessors eingesetzt.

Die Ergebnisse der durchgeführten klinischen Untersuchungen sowie Tests mit Phantomobjekten werden im Kapitel 7 vorgestellt. Aufnahmen von Phantomobjekten eignen sich hervorragend, um Detaileigenschaften des Systems zu messen, wie z.B. Punktbildfunktion, Auflösung, Speckleunterdrückung, oder das Verhalten an spiegelnden Grenzflächen. Eine größere Zahl klinischer Untersuchungen fanden von der Schilddrüse, Hoden, sowie Unter- und Oberschenkel statt. Eine Auswahl der Aufnahmen wird vorgestellt und erläutert.

2. Konventionelle Ultraschall-Abbildungsverfahren

2.1 Allgemeines Modell für Ultraschall-Abbildungs Verfahren

Im folgenden wird ein von HILLER /141/ vorgeschlagenes, allg. Modell für Ultraschall-Abbildungsverfahren vorgestellt, die außer Signalerzeugung, Schallwandler,Koppelmedium und elektronische Signalverarbeitung keine weiteren Hilfsmittel zum Bildaufbau benötigen. Mit diesem Modell lassen sich somit z.B. das B-Bild-Verfahren, die Tomographie-Verfahren, insbesondere auch UCTR, und synthetische Aperturverfahren erfassen. Abb 2-1 (aus /141/) erläutert dieses Prinzip. Die Einzelkomponenten sind verknüpft durch Signale, deren physikalische Repräsentanten entweder elektrischer oder akustischer Natur sind. Wenn die Eigenschaften aller Einzelkomponenten bekannt sind, läßt sich das Resultat im Prinzip berechnen.

Die Aufgabe derartiger Abbildungssysteme besteht in der Darstellung der räumlichen Verteilung eines oder mehrerer akustischer Parameter des Objekts. Das erfordert im Prinzip (die akustischen Parameter seien zeitunabhängig) eine dreidimensionale Rekonstruktion und Darstellung. Da in der Ultraschalldiagnostik eine echte dreidimensionale Rekonstruktion bisher in der Praxis nicht möglich ist, außerdem die dreidimensionale Darstellung des Resultates auf enorme Schwierigkeiten stößt, beschränkt man sich in der Praxis auf eine sukzessive Abbildung von parallelen Querschnittsebenen, sog. Tomogrammen. Ein Großteil dieser Arbeit beschäftigt sich deshalb mit dem Problem der Abbildung einer zweidimensionalen Objektfunktion $f_{obj}(x,y)$ in eine Bildfunktion $f_b(x,y)$.

Die ideale Bildfunktion $f_b(x,y)$ folgt der Beziehung (eine Skalierung zwischen Objekt- und Bildkoordinaten bleibe außer Betracht):

$$f_{b,id}(x,y) = \text{const} \cdot f_{obj}(x,y) \qquad (2.1)$$

f_{obj} = akustischer Parameter (skalar, reell)

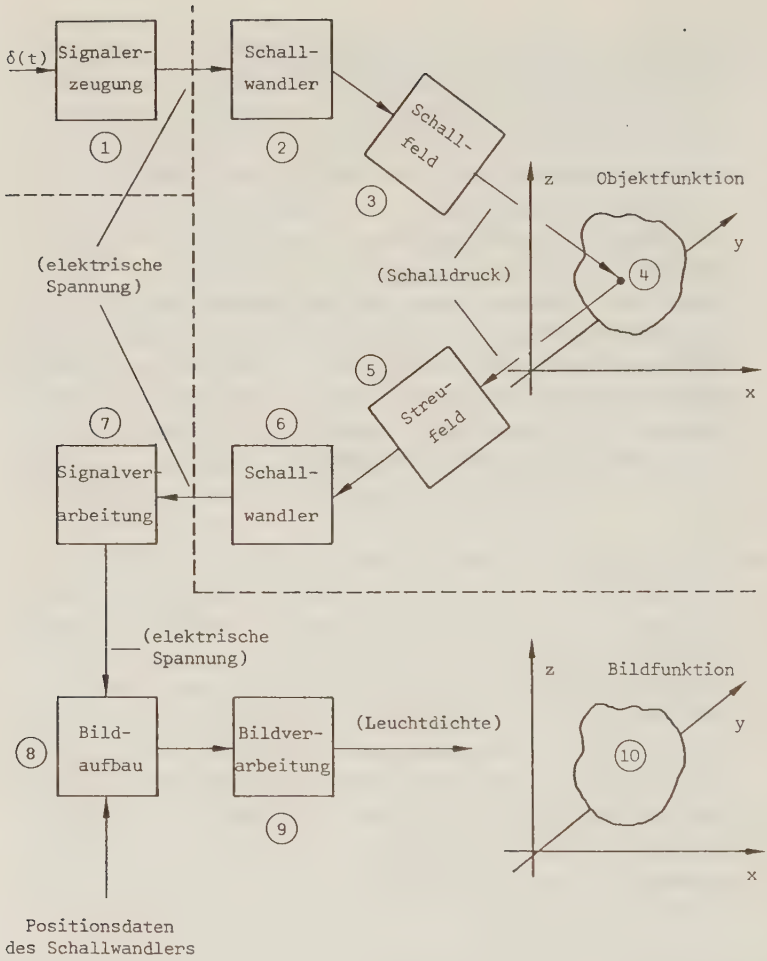


Abb. 2-1 Schematische Darstellung eines tomographischen Ultraschall-Abbildungssystems (Reflexionsbetrieb)

Dies ist in der Praxis nicht zu erreichen. Sind jedoch im systemtheoretischen Sinn alle Teilsysteme des Abbildungssystems linear, so wird der Zusammenhang zwischen Objekt- und Bildfunktion durch ein Fredholm-Integral mit vierfachen Kern beschrieben:

$$f_{b,re}(x,y) = \int_{-\infty}^{+\infty}\int f_{obj}(x_o,y_o)\cdot h(x,y,x_o,y_o)dx_o dy_o \qquad (2.2)$$

$h(x,y,x_o,y_o)$ wird als Punktbildfunktion (PBF) (engl. "Point-spread-function", PSF) bezeichnet. Sie beschreibt also das Bild eines einzelnen Streupunktes am Ort x_o,y_o. Ist h ortsinvariant, d.h.

$$h(x,y,x_o,y_o) = h(x-x_o,y-y_o)\,, \qquad (2.3)$$

so reduziert sich Gl. 2.2 auf ein zweidimensionales Faltungsintegral:

$$f_{b,re}(x,y) = \int_{-\infty}^{+\infty}\int f_{obj}(x_o,y_o)\cdot h(x-x_o,y-y_o)dx_o dy_o$$

$$= f_{obj}(x,y) ** h(x,y) \qquad (2.4)$$

Die zweidimensionale Fouriertransformation von h

$$H(\omega_x,\omega_y) = \int_{-\infty}^{+\infty}\int h(x,y)\cdot\exp(-j(x\,\omega_x+y\,\omega_y))\,dxdy \qquad (2.5)$$

(ω_x, ω_y: Ortskreisfrequenz)

wird in diesem Fall als Punktübertragungsfunktion (PÜF) (engl. "Point-transfer-function", PTF) bezeichnet. Der Betrag von $H(\omega_x,\omega_y)$ wird häufig als Modulationsübertragungsfunktion bezeichnet (MÜF). PBF, PÜF und MÜF sind charakteristische Kenngrößen zur Beschreibung zweidimen-

sionaler, linearer Systeme. Eine ausführliche Darstellung der grundlegenden Eigenschaften zweidimensionaler Systeme findet sich z.B. in /9/.

Das Modell in Abb 2-1 läßt sich in drei Teilbereiche untergliedern. Erstens Komponenten, die als physikalisch gegeben und als nicht beeinflussbar zu betrachten sind ((3)-(5)). Zweitens Komponenten, die technisch modifizierbar sind und somit für eine konkrete Aufgabenstellung, natürlich unter Beachtung physikalischer Randbedingungen, optimiert werden können ((1), (7)-(10)). Die Schallwandler stellen einen Grenzfall dar. Durch mechanische Gestaltung und elektrische Beschaltung können ihre Eigenschaften in weiten Grenzen variiert werden. Für die vorliegende Arbeit sollen sie jedoch, da der vorgestellte Algorithmus auf dem B-Bild aufbaut, als gegeben angesehen und deshalb den physikalischen Komponenten zugeordnet werden.

In /141/ wird dieses Modell ausführlich hergeleitet. Mit bestimmten Vernachlässigungen, die vor allem das abzubildende Objekt betreffen, kann es als Serienschaltung linearer Systeme aufgefasst werden. Zur Beschreibung des Gesamtsystems sind also die Methoden der linearen Systemtheorie anwendbar.

2.2 Das Abbildungsprinzip des B-Bildes

Das B-Bild-Verfahren ist ein zweidimensionales, akustisches Schnittbildverfahren. Beim Parallel-Scan (Abb. 2-2a) bewegt sich ein Schallwandler entlang der Scanrichtung. In äquidistanten Abschnitten sendet der Schallwandler einen hochfrequenten Puls aus. Die Pulsmittenfrequenzen liegen typischerweise bei 2 MHz bis 10 MHz, was im weichen Gewebe Wellenlängen von 0,77 mm bis 0,15 mm entspricht. Das Schallfeld des Wandlers wird durch verschiedene technische Maßnahmen möglichst scharf gebündelt (sowohl in der Scan- Richtung, als auch in der Ebene senkrecht zur Schnittebene). Das vom Objekt rückgestreute Zeitsignal b(t,y) wird vom Wandler detektiert, amplitudendemoduliert und mittels der Koordinatentransformation

$$x = t \cdot c/2 \qquad (2.6)$$

(c = Mittlere Schallgeschwindigkeit des Objektes; für weiches Gewebe wird c = 1540 m/s eingesetzt. t = Zeitkoordinate)

wieder einer Ortskoordinate x zugeordnet. Um die Dämpfung im Objekt näherungsweise zu korrigieren, werden die ankommenden B-Bildspalten laufzeitabhängig verstärkt. Die Regelung dieser Verstärkung erfolgt im allg. manuell und richtet sich nach dem subjektiven Bildeindruck. Das resultierende Signal b(x,y) kann auf einem Monitor dargestellt werden. In der Praxis wird die Schallwandlerbewegung in Scanrichtung nicht mechanisch, sondern mittels eines linearen Ultraschallarrays elektronisch durchgeführt.

Der Sektorscanner (Abb. 2-2b) funktioniert ähnlich, nur erfolgt keine lineare, sondern eine rotierende Schallwandlerbewegung, und die Scans werden in äquidistanten Winkelschritten erzeugt. Abgebildet wird meist ein Kreissektor mit 90 Grad bis 120 Grad Winkelbereich. Als Schallwandler werden entweder rotierende Einzelschallwandler oder Phased-Arrays mit elektronischem Strahlschwenk eingesetzt.

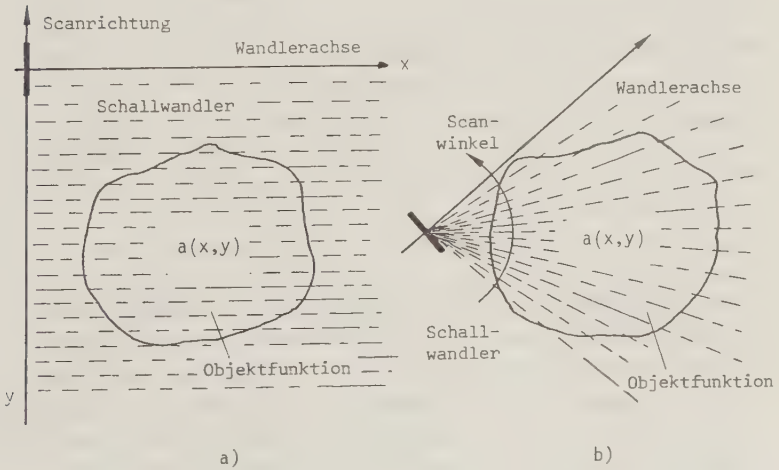


Abb. 2-2: Schema B-Scan (aus /141/)
a) Parallel-Scanner
b) Sektor-Scanner

Für den Parallel-Scan wird in /141/ nachgewiesen, daß zwischen der Objektfunktion $a(x,y)$ und dem B-Bild $b(x,y)$ näherungsweise die Beziehung

$$b(x,y) = a(x,y) \;**\; h_b(x,y) \tag{2.7}$$

besteht. $h_b(x,y)$ beschreibt die Punktbildfunktion des B-Bildes in Fokusnähe. Sie kann sehr einfach meßtechnisch ermittelt werden und wird damit für die weiteren Betrachtungen als bekannt vorausgesetzt. Eine Voraussetzung für die Gültigkeit von Gl. (2.7) ist dabei, daß sich das Objekt im Fokusbereich der Schallwandler befindet und klein gegenüber dem mittleren Abstand zum Schallwandler ist.

Die abgebildete Objektfunktion $a(x,y)$ wird im allg. als Reflektivität des Objekts bezeichnet. Zwischen der Reflektivität und der Kompressibilität des Objekts $\kappa(x,y)$ besteht nach /85/ angenähert die Beziehung:

$$a(x,y) = \nabla^2(\kappa(x,y) - \kappa_o) \tag{2.8}$$

mit κ_o als Kompressibilität von Wasser.

Mittels der zweidimensionalen Fouriertransformation erhält man aus Gl. (2.7) im Fourierraum die einfache Beziehung:

$$B(\omega_x,\omega_y) = A(\omega_x,\omega_y)\; H_b(\omega_x,\omega_y) \tag{2.9}$$

mit B,A und H_b als Fouriertransformierte von b,a bzw. h_b.

Gleichung (2.7) gilt jedoch in dieser Form u.a. nur dann, wenn im reflektierten und ausgewerteten Schallfeld keine hochfrequenten Interferenzen auftreten. Die hier vornehmlich interessierende Objektklasse - weiches Gewebe - besitzt im wesentlichen zwei Merkmale, die das Schallfeld der rückgestreuten Welle bestimmen. Dies ist zum einen die sogenannte Kontur. Das sind alle Objektteile, die als Schichten unterschiedlicher akustischer Impedanz beschrieben werden können. B-Bilder

von derartigen Objekten können im allg. gut mit Gl. (2.7) beschrieben werden.

Reales Gewebe enthält jedoch eine weitere Eigenschaft, die ausgeprägt starke Interferenzeffekte im Schallfeld hervorruft, die sogenannte Textur oder Struktur. Darunter ist eine sehr hohe Dichte von Streupartikeln im Objekt, die klein gegenüber der eingestrahlten Schallwellenlänge sind, zu verstehen. Diese Streuer rufen im B-Bild den sogenannten "Speckle"-Effekt hervor, d.h. das typische granulare Erscheinungsbild, das auch von Gewebeteilen entsteht, die makroskopisch homogen sind. Das Speckle-Verhalten wird durch Gl. (2.7) nicht beschrieben. Dennoch kann diese Gleichung als Ausgangspunkt zur Analyse der Ultraschall-Reflexions-Tomographie im Abschnitt 3 und 4 dienen, da im Kapitel 5 gezeigt wird, daß sich Speckle ähnlich wie ein Rauschsignal verhält und sich durch Überlagerung von (bezüglich des Speckle-Phänomens) unkorrelierten B-Bildern von der gleichen Objektschnittebene herausmittelt.

2.3 Technische Maßnahmen zur Bundelung des Schallfeldes beim B-Bild-Verfahren

Für B-Bilder ist eine gute Schallfeldbündelung in den drei Koordinatenrichtungen für die Auflösungseigenschaften von entscheidender Bedeutung. Für die Bündelung werden für jede Koordinatenrichtung verschiedene technische Konzepte angewandt.

Die Bündelung in axialer Richtung (x-Koordinate) erfolgt einfach durch die Pulslänge. Die Pulslänge wiederum wird im wesentlichen durch die Bandbreite der verwendeten Schallwandler limitiert.

In der Ebene senkrecht zur Bildebene (z-Koordinate) erfolgt eine Bündelung durch die Aperturhöhe der Wandler. Unterstützt wird diese Bündelung durch eine Krümmung der Arrayoberfläche.

In lateraler Richtung wird die Fokussierung zunächst von der aktiven

Aperturlänge in y-Richtung bestimmt. Üblicherweise werden mehrere Arrayelemente, wie in Abb. 2-3 skizziert, zusammengeschaltet. Durch die Aperturlänge ist in Verbindung mit der mittleren Wellenlänge des Sendepulses zunächst ein natürlicher Fokus bestimmt. Dieser kann im Sendefall jedoch durch eine gezielte Phasenbelegung der Aperturfläche, d.h. durch ein zeitversetztes Aussenden des Pulses über die aktiven Einzelelemente, in weiten Grenzen variiert werden. Eine zusätzliche (zeitvariante) Bündelung wird durch die sogenannte dynamische Empfangsfokussierung erreicht (Abb. 2-3). Dabei wird das hochfrequente Empfangssignal eines jeden aktiven Elementes nach einer vorab definierten Funktion zeitabhängig verzögert, bevor alle Signale für diese B-Scan-Spalte aufsummiert werden. Ziel dieser Maßnahme ist es, Objektpunkte am Ort $P_0(x, y=0, z=0)$ mit maximaler Intensität darzustellen, während alle Objektpunkte $P_1(x, y\neq 0, z=0)$, die vom Schallfeld aber noch

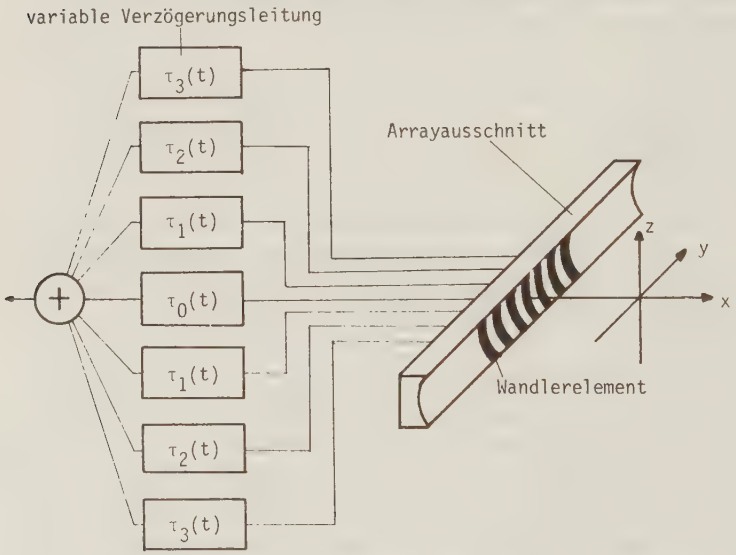


Abb. 2-3: Dynamische Empfangsfokussierung für eine B-Bild-Spalte (schematisch)

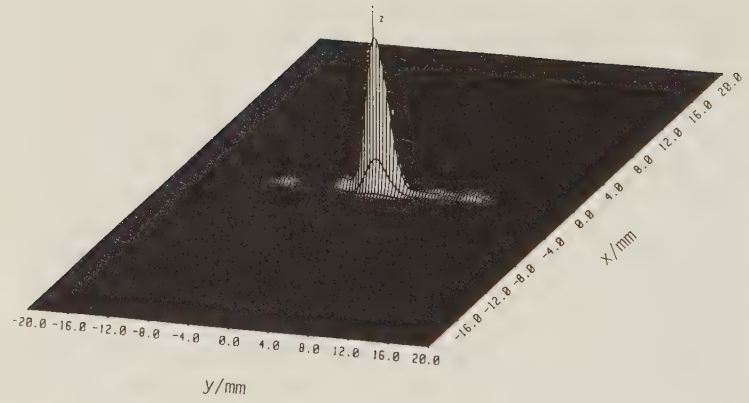
erfaßt wurden, möglichst unterdrückt werden sollen. Die Verzögerungsfunktionen $\tau_i(t)$ werden vorab so bestimmt, daß sich für Punkte P_0 alle Teilsignale konstruktiv überlagern, während sich für Punkte P_1 unterschiedliche Phasenbeziehungen zwischen den Teilsignalen ergeben, so daß eine destruktive Überlagerung stattfindet. Damit die $\tau_i(t)$ vorab berechnet werden können, muß die Schallgeschwindigkeit des Objektes als bekannt vorausgesetzt werden.

2.4 Reale Eigenschaften der B-Bild-Punktbildfunktion

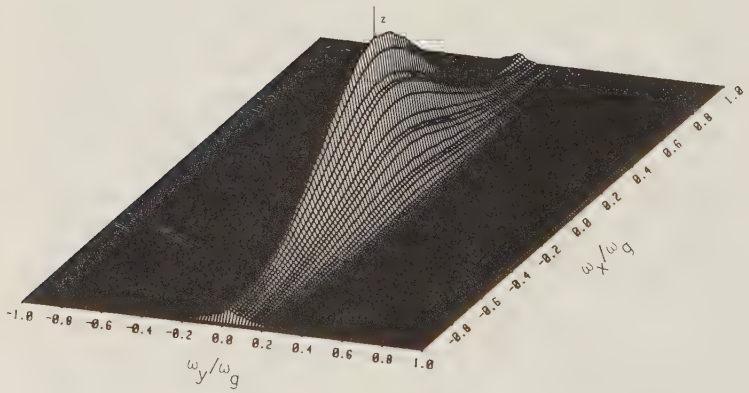
Es werden nun die Eigenschaften der Funktion $h_b(x,y)$ etwas näher betrachtet. Diese Funktion stellt die Punktbildfunktion eines konventionellen Parallel-B-Scanners im Fokusbereich dar. Sie läßt sich in der Praxis leicht messen, indem zum Beispiel ein Faden, der sehr dünn gegenüber der Schallwellenlänge ist, mittels B-Scan abgebildet wird (Der Faden verläuft senkrecht zur Schnittebene des B-Bildes in z-Richtung. Da das B-Bild ein zweidimensionales Verfahren darstellt und eine scharfe Bündelung des Schallfeldes auf eine dünne Schicht um die Abbildungsebene angestrebt wird, kann der Faden als gute Approximation eines "Punktes" angesehen werden). Alle Experimente mit Phantomobjekten werden im Wasserbad ausgeführt, da Wasser eine mit weichem Gewebe vergleichbare Schallgeschwindigkeit besitzt. Ferner kann die Absorption von Ultraschall im Wasser bei den verwendeten Wellenlängen vernachlässigt werden.

Abb. 2-4a zeigt die auf diese Weise ermittelte PBF des bei den Experimenten im Abschnitt sieben verwendeten 5-MHz Scanners. Es sei an dieser Stelle daran erinnert, daß ein B-Bild die Hüllkurve des aufgenommenen Schallfeldes darstellt. Mittels zweidimensionaler FFT wurde die PÜF der Punktbildfunktion berechnet. Abb. 2-4b zeigt den Betrag der PÜF.

Auffällig bei der PBF ist der in lateraler (y) Richtung wesentlich langsamere Amplitudenabfall als in axialer (x) Richtung. Dies beruht darauf, daß in axialer Richtung aufgrund der zur Verfügung stehenden



a)



b)

Abb. 2-4: a) Gemessene Punktbildfunktion eines B-Scanners (5 MHz Array)
b) zugehörige Modulationsübertragungsfunktion
(ω_g = 9,97/mm)

Pulsbandbreite die PBF sehr schmal gemacht werden kann, im Gegensatz dazu es jedoch keine technische Möglichkeit gibt, das Schallfeld in lateraler Richtung entsprechend gut zu bündeln.

Als B-Bild-Auflösung werden üblicherweise der Gesamtabstand der beiden Koordinatenpunkte mit 6 dB Abfall bezogen auf das globale Maximum der PBF in axialer bzw. lateraler Richtung bezeichnet. Sie wurde im vorliegenden Fall zu 0,87 mm (axial) bzw. 2,7 mm (lateral) ermittelt. In /101/ wird generell für B-Scanner ein erreichbares Verhältnis von axialer zu lateraler Auflösung von 1:4 bis 1:5 genannt. Der hier eingesetzte neuere B-Scanner erreicht ein Verhältnis von 1:3, was in etwa das maximal Mögliche repräsentieren dürfte.

Aus der MÜF (Abb. 2-4b) ist zu entnehmen, daß das B-Bild-System als zweidimensionaler Tiefpaß interpretiert werden kann, wobei in ω_x-Richtung im allg. höhere Ortsfrequenzanteile als in ω_y-Richtung übertragen werden. Sowohl PBF als auch MÜF können in der Praxis als bandbegrenzt angesehen werden. Diese Eigenschaften sollen hier so verstanden werden, daß gilt:

$$|b(x,y)|/\max(|b(x,y)|) < \varepsilon \quad \text{für } (x^2+y^2)^{1/2} > r_g \tag{2.10a}$$

und

$$|B(\omega_x,\omega_y)|/\max(|B(\omega_x,\omega_y)|) < \varepsilon \quad \text{für } (\omega_x^2+\omega_y^2)^{1/2} > \omega_g \tag{2.10b}$$

max(..) bezeichnet das globale Maximum einer Funktion. r_g wird als maximale Ausdehnung, ω_g als Grenzfrequenz bezeichnet. Die Wahl von ε erfolgt individuell, im allg. wird es in der Größenordnung des Rauschens oder der Meßunsicherheit gewählt.

Eine weitere Eigenschaft der PBF kann ebenfalls aus Abb 2-4a entnommen werden. Es gilt wegen der Symmetrieeigenschaften von h_b näherungsweise:

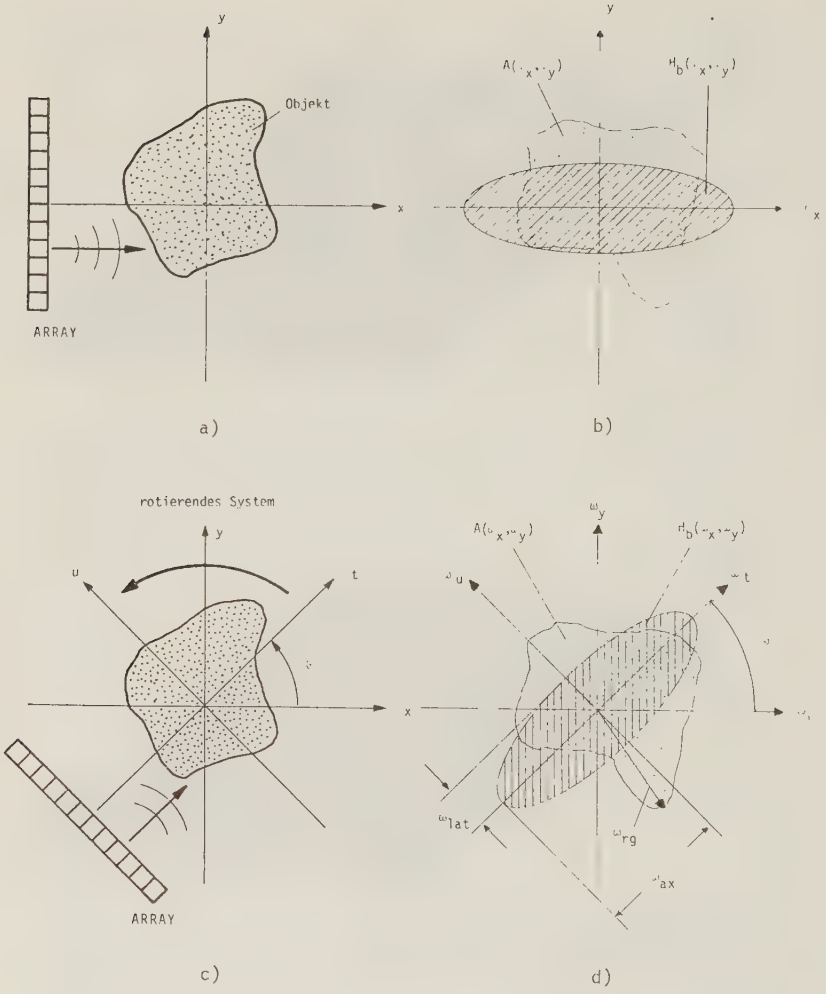


Abb. 2-5: Konventionelles B-Bild (schematisch)

a) Ortsbereich

b) Ortsfrequenzbereich

c) Ortsbereich, B-Bild um den Winkel ϑ gedreht

d) Ortsfrequenzbereich für gedrehtes B-Bild

$$h_b(x,y) = h_b(x) \cdot h_b(y) \qquad (2.11)$$

Die PBF ist also separabel in x und y. Ursache hierfür ist die Tatsache, daß für die axiale Ausdehung der PBF im wesentlichen die Bandbreite des eingestrahlten Pulses verantwortlich ist, für die laterale Ausdehnung hingegen die Pulsmittenfrequenz und die Apertur der Schallwandler.

Wird nun das B-Bild-System als System mit einer speziellen Tiefpaßcharakteristik interpretiert, so sieht man (Abb 2-5b), daß im allg. nur ein begrenzter Ortsfrequenzbereich des Objekts übertragen wird. Durch eine inverse Filterung mit dem Filter

$$H_i(\omega_x,\omega_y) = \begin{cases} 1/H_b(\omega_x,\omega_y) & \text{für } |H_b(\omega_x,\omega_y)| > \varepsilon \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \qquad (2.11)$$

ist es möglich, eine laterale Auflösungsverbesserung um den Faktor zwei zu erreichen (/89/ - /94/). Voraussetzung ist dabei, daß H_b keine Nullstellen im Durchlaßbereich besitzt. Frequenzkomponenten die außerhalb des Durchlaßbereiches der PÜF liegen, sind jedoch verloren. Damit ist eine exakte Rekonstruktion für alle Objekte mit einer Objektgrenzfrequenz $\omega_{rg} > \omega_{lat}$ unmöglich. Dies ist in der Praxis immer der Fall.

Mit Hilfe des Rotationssatzes der zweidimensionalen Fouriertransformation (/9/ S.91) läßt sich nun aber folgende interessante Feststellung treffen:
Wird das Array um einen Winkel ϑ gedreht und das Objekt fixiert (Abb. 2-5c), so dreht sich die PÜF des B-Scans um den gleichen Winkel. Die Fouriertransformierte der Reflektivität des Objekts dreht sich natürlich nicht (Abb. 2-5d). Auf diese Weise ist es möglich, einen Frequenzbereich der Objekttransformierten A_{obj} abzubilden, der bei der ersten B-Bild-Aufnahme nicht erfasst wurde. Durch konsequentes Nutzen dieser Eigenschaft leitete HILLER daraus einen Algorithmus für die Reflexions-Ultraschall-Computer-Tomographie ab /141/. Dabei wird im wesentlichen durch die Aufsummation vieler, aus

unterschiedlichen Winkeln aufgenommenen B-Bilder der vollständige Ortsfrequenzbereich des Objekts $A_{obj}(\omega_x,\omega_y)$ für $\omega <= \omega_{ax}$ erfasst. Dadurch wird eine isotrope Auflösung erreicht. Durch anschließende zweidimensionale inverse Filterung wird die Auflösung nochmals gesteigert. In der Praxis wird als Wert die axiale Auflösung des B-Bildes erreicht.

Die Namensgebung des Verfahrens ("Computer-Tomographie"), wird durch folgende Eigenschaft des Algorithmus gerechtfertigt: Es ist möglich (bei identischen Ergebnissen), die Reihenfolge Summation —→ Filterung zu vertauschen, und zunächst jedes Teilbild eindimensional vorzufiltern und danach aufzusummieren. Dies ist eine Verallgemeinerung der bei der Transmissionstomographie durchgeführten Filterung jeder Projektion mit anschließender Rückprojezierung in das Bild (/141/).

3. Das Konzept der Ultraschall-Reflexions-Computer-Tomographie mit eingeschranktem Winkelbereich

In diesem Abschnitt 3 wird das von HILLER /141/ eingeführte Verfahren der Reflexions-Ultraschall-Computer-Tomographie verallgemeinert für den Fall eines eingeschrankten Aspektwinkelbereiches. Dies ist in der Praxis wichtig für alle Objekte, die sich nicht vollstandig umrunden lassen, z.B. Schilddruse, Niere und Leber. Am ursprünglichen Konzept wird festgehalten, d.h. es werden zunächst aus dem zuganglichen Aspektwinkelbereich in aquidistanten Winkelabständen (die theoretisch infinitesimal klein sind) B-Bilder aufgenommen und unter Berücksichtigung des Aufnahmeaspektwinkels aufsummiert. Die anschließende Filterung zur Steigerung der Auflösung wird sich allerdings gegenüber dem ursprunglichen Verfahren mit 360° Aspektwinkelbereich andern.

3.1 Summation und inverse Filterung bei eingeschranktem Winkelbereich

In der Ultraschall-Reflexions-Computer-Tomographie umrundet ein B-Bild-System innerhalb einer bestimmten Querschnittsebene ein fixiertes Objekt (Abb. 2-5c). Die Koordinaten des fixierten Objekts seien mit x und y gekennzeichnet, die mit dem B-Bild-System verbundenen mit t und u. Bezüglich der Koordinaten (t,u) ist die PBF des B-Bildes jetzt invariant, während die Objektfunktion invariant bezüglich des Koordinatensystems (x,y) ist. Beide Koordinatensysteme sind über folgende Beziehung miteinander verknüpft:

$$\begin{pmatrix} t \\ u \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} +\cos\vartheta & +\sin\vartheta \\ -\sin\vartheta & +\cos\vartheta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} = \underline{R} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} \tag{3.1}$$

Im Ortsfourierbereich gilt die gleiche Transformation:

$$\begin{pmatrix} \omega_t \\ \\ \omega_u \end{pmatrix} = \underset{\cdot}{R} \begin{pmatrix} \omega_x \\ \\ \omega_y \end{pmatrix} \tag{3.2}$$

Die PÜF des B-Bildes rotiert also bezüglich der Objekttransformierten $A(\omega_x,\omega_y)$ (Abb. 2-5d). Durch eine kontinuierliche Variation vom Winkel ϑ über einen bestimmten Winkelbereich wird nun ein größerer Ortsfrequenzbereich des Objektes abgebildet. Für $\vartheta = 360°$ wird $A(\omega_x,\omega_y)$ innerhalb eines Kreises mit Radius ω_{ax} vollständig überstrichen.

Ein Summationsbild $s(x,y)$ ergibt also für einen Aspektwinkelbereich von $0 < \vartheta < \vartheta_{max}$ (die untere Integrationsgrenze wird ohne Einschränkung der Allgemeinheit zu 0 gesetzt) zu:

$$s(x,y) = \int_0^{\vartheta_{max}} b(t,u)d\vartheta = \int_0^{\vartheta_{max}} b(x\cos\vartheta + y\sin\vartheta,\ -x\sin\vartheta + y\cos\vartheta)d\vartheta =$$

$$= \int_0^{\vartheta_{max}} a(x,y) \mathbin{**} h_b(x\cos\vartheta + y\sin\vartheta\ ,\ -x\sin\vartheta + y\cos\vartheta)d\vartheta \tag{3.3}$$

$b(t,u)$ bezeichnet ein einzelnes B-Bild, $a(x,y)$ die zu messende Objektfunktion, h_b die PBF eines B-Bildes. Da die Objektfunktion nicht vom Winkel abhängt, darf sie vor das Integral gezogen werden:

$$s(x,y) = a(x,y) \mathbin{**} \int_0^{\vartheta_{max}} h_b(x\cos\vartheta + y\sin\vartheta,\ -x\sin\vartheta + y\cos\vartheta)d\vartheta \tag{3.4}$$

Das Integral in Gl. (3.4) wird als Punktbildfunktion des Summationsbildes bezeichnet und mit $h_s(x,y)$ abgekürzt. Daraus folgt:

$$s(x,y) = a(x,y) \mathbin{**} h_s(x,y) \tag{3.5}$$

$h_s(x,y)$ kann für die spätere Filterung als bekannt vorausgesetzt werden, da $h_b(t,u)$ leicht gemessen werden kann (siehe Kap. 2) und somit h_s numerisch ohne Schwierigkeiten zu ermitteln ist.

Für den Ortsfrequenzbereich ergibt sich ein korrespondierendes Ergebnis:

$$S(\omega_x,\omega_y) = A(\omega_x,\omega_y) \cdot \int_0^{\vartheta_{max}} H_b(\omega_t,\omega_u)\, d\vartheta = A(\omega_x,\omega_y) \cdot H_s(\omega_x,\omega_y) \qquad (3.6)$$

S, A, H_b, H_s bezeichnen die zweidimensionalen Fouriertransformierten von s, a, h_b bzw. h_s.

Das Summationsbild lässt sich also darstellen als zweidimensionale Faltung der Objektfunktion mit einer Summations-PBF, bzw. im Fourierbereich als Multiplikation der entsprechenden Transformierten.

Im folgenden wird nun versucht, mittels inverser Filterung die Objektfunktion a(x,y) möglichst genau aus dem Summationsbild zu rekonstruieren. Der Begriff "möglichst genau" soll dabei so verstanden werden, daß die Punktbildfunktion $h_w(x,y)$ des gefilterten Bildes eine möglichst hohe Auflösung, aber auch sehr kleine Nebenschwinger haben soll. Dies läuft wiederum darauf hinaus, das Flächen-Bandbreiten-Produkt von $h_w(x,y)$ und $H_w(\omega_x,\omega_y)$ zu minimieren.

3.1.1 Inverse Filterung bei vollständigem Aspektwinkelbereich

Zur Vereinfachung wird zunächst angenommen, daß der Aspektwinkelbereich nicht begrenzt ist, d.h. $\vartheta_{max} = 2\pi$. In diesem Fall ist die Summations-PÜF H_s immer zirkularsymmetrisch:

$$H_s(\omega_x,\omega_y)\big|_{\vartheta max=2\pi} = H_s(\omega_r) \text{ mit } \omega_r=(\omega_x{}^2+\omega_y{}^2)^{1/2} \tag{3.7}$$

Die maximale Ortsfrequenz, die $H_s(\omega_r)$ enthält, ist $\omega_{rmax} = \omega_{ax}$. Dies folgt aus der Tatsache, daß für die B-Bild-PÜF eine elliptische Kontur vorausgesetzt wurde, mit ω_{ax} als größter übertragbarer Ortskreisfrequenz (siehe auch Abb. 2-5d und Abb. 3-2).

Falls folgende zwei Bedingungen erfüllt sind, läßt sich das Objekt exakt mittels Gl. (3.8) rekonstruieren:

a) Die Objektfunktion ist bandbegrenzt, d.h. $A(\omega_x,\omega_y)=0$ für $\omega > \omega_{rg}$ mit $\omega_{rg} \leqslant \omega_{rmax}$

b) $H_s(\omega_r)$ enthält für $\omega_r \leqslant \omega_{rg}$ keine Nullstellen.

Dann folgt:

$$A(\omega_x,\omega_y) = S(\omega_x,\omega_y)\cdot H_i(\omega_x,\omega_y) = S(\omega_x,\omega_y)\cdot H_i(\omega_r) \tag{3.8}$$

mit

$$H_i(\omega_r) = \begin{cases} 1/H_s(\omega_r) & \text{für } \omega_r \leqslant \omega_{rg} \\ \text{beliebig} & \text{für } \omega_{rg} < \omega_r \leqslant \omega_{rmax} \\ 0 & \text{für } \omega_r > \omega_{rmax} \end{cases} \tag{3.9}$$

Objektfunktionen, die höhere Ortsfrequenzkomponenten als ω_{ax} enthalten, lassen sich nicht mehr exakt rekonstruieren. Dennoch ist eine tiefpaßgefilterte Rekonstruktion möglich, die wesentlich mehr Ortsfrequenzkomponenten des Objekts enthält, als ein einzelner B-Scan:

$$\begin{aligned} A'(\omega_x,\omega_y) &= S(\omega_x,\omega_y)\cdot H_i(\omega_x,\omega_y) \\ &= A(\omega_x,\omega_y)\cdot \mathrm{circ}(\omega_x/\omega_{rmax},\ \omega_y/\omega_{rmax}) \end{aligned} \tag{3.10}$$

mit

$$\mathrm{circ}(\omega_x,\omega_y) = \begin{cases} 1 \text{ für } ((\omega_x/\omega_{rmax})^2 + (\omega_y/\omega_{rmax})^2)^{1/2} <= 1 \\ 0 \text{ sonst} \end{cases} \tag{3.11}$$

In H_1 wird $\omega_{rg} = \omega_{rmax}$ gesetzt. Die Objektfunktion wird hierbei im Sinne des minimalen mittleren Fehlerquadrates optimal rekonstruiert.

Es ist jedoch zu beachten, daß eine Rekonstruktion mit Gl. (3.10) für die hier betrachtete Anwendung nicht die günstigste sein muß. Entscheidend für die Güte der Rekonstruktion ist vielmehr die Auflösung und das Nebenschwingerverhalten der System-PBF. Die System-PBF ergibt sich für die obige Rekonstruktion durch Fourier-Rücktransformation der circ-Funktion:

$$F^{-1}\left\{\mathrm{circ}(\omega_x/\omega_{rmax}, \omega_y/\omega_{rmax})\right\} = 1/2 \cdot \omega_{rmax} \cdot J_1(r \cdot \omega_{rmax})/r \qquad (3.12)$$

mit $r = (x^2 + y^2)^{1/2}$

J_1 repräsentiert die Besselfunktion erster Art und erster Ordnung. Da diese Funktion hohe Nebenschwinger besitzt, ist es günstiger, die Rekonstruktion im Ortsfourierbereich modifiziert durchzuführen. Es wird das Filter H_1 mit einer sogenannten Fensterfunktion H_w modifiziert:

$$H_1(\omega_x, \omega_y) = H_w(\omega_x, \omega_y)/H_S(\omega_x, \omega_y) \qquad (3.13)$$

Daraus ergibt sich die Rekonstruktion:

$$A'(\omega_x, \omega_y) = S(\omega_x, \omega_y) \cdot H_1(\omega_x, \omega_y) =$$

$$= A(\omega_x, \omega_y) \cdot H_w(\omega_x, \omega_y) \qquad (3.14)$$

Aus Gl. (3.14) läßt sich erkennen, daß die PBF des Gesamtsystems nunmehr die Fourier-Rücktransformierte von H_w ist, während H_w selbst die PÜF des Systems darstellt. H_w muß also so gewählt werden, daß h_w zum einen eine möglichst gute Auflösung besitzt (d.h. eine möglichst schmale Hauptkeule), zum anderen die Seitenschwinger möglichst klein sind. Dies läuft darauf hinaus, das Flächen-Bandbreite-Produkt von h_w und H_w zu minimieren. Mit den Definitionen von Fläche Z und

Bandbreite B nach /141/ S.72 gilt allgemein

$$Z \cdot B \geq 1 \qquad (3.15)$$

Der Grenzfall Z·B=1 wird nur für ein zirkulares gaußförmiges Signal erreicht, also ein nicht bandbegrenztes Signal. Als Fensterfunktionen sind bandbegrenzte Funktionen zu suchen, die den Grenzfall möglichst gut approximieren. Die Aufgabenstellung wird im vorliegenden Fall dadurch vereinfacht, daß H_s rotationssymmetrisch ist, H_w also ebenfalls rotationssymmetrisch angesetzt werden kann. Damit ist eine eindimensionale Betrachtung der Fensterfunktionen möglich, wenn für $(\omega_x^2 + \omega_y^2)^{1/2} = \omega_r$ gesetzt wird. In diesem Fall sind die h_w ebenfalls rotationssymmetrisch, d.h. die Auflösung wird isotrop. Durch Substitution von $(x^2 + y^2)^{1/2} = r$ wird h_w dann auf eine eindimensionale Funktion zurückgeführt. $H(\omega_r)$ und $h(r)$ sind dann über die Hankeltransformation (siehe z.B. /9/ S.140 ff.) verknüpft.

Eine Reihe von möglichen Fensterfunktionen H_w wurde von HILLER in /141/ untersucht. Als ein sehr guter Kompromiß zwischen Auflösung und niedrigen Nebenschwingern erweist sich die sog. "Truncated-Bessel"- Funktion:

$$Tbess(\omega_r) = \begin{cases} 1-q + q \cdot J_0(j_{1,1}\, \omega_r/\omega_{rmax}) & \text{für } \omega_r/\omega_{rmax} <= 1 \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \qquad (3.16)$$

J_0 beschreibt die Besselfunktion erster Art nullter Ordnung, $j_{1,1} = 3{,}832$ ist die erste Nullstelle der Besselfunktion erster Art erster Ordnung, q bezeichnet einen Parameter, der im Bereich $0{,}67 \leq q \leq 0{,}713$ frei wählbar ist.

Die Hankeltransformierte von Gl. (3.16) ergibt sich zu (/9/ S.145):

$$tbess(r) = ((1-q) - qd^2 \cdot J_0(j_{1,1})/(j_{1,1}^2 - d^2)) \cdot \omega_{rmax}\, J_1(d)/r \qquad (3.17)$$

mit $d = r \cdot \omega_{rmax}$

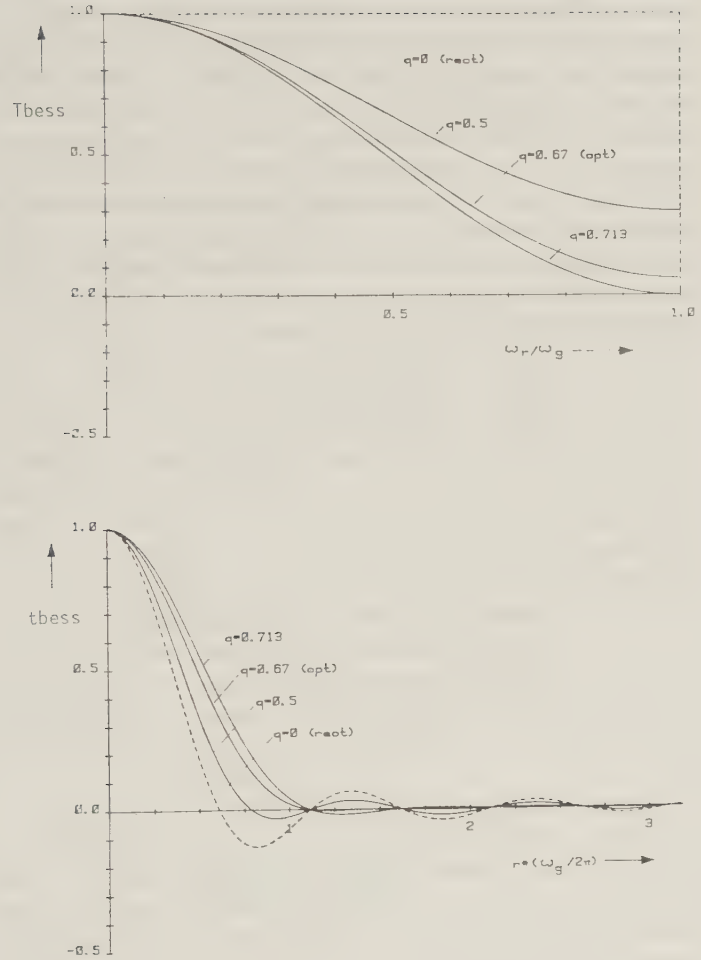


Abb. 3-1: Verlauf der "Truncated-Bessel"-Fensterfunktion Tbess für verschiedene Parameterwerte q, und die entsprechenden normierten Hankeltransformierten tbess (aus /141/).

Der Verlauf von Tbess(ω_r) und tbess(r) wird in Abb. 3-1 für verschiedene q dargestellt. Zum Vergleich ist gestrichelt ebenfalls die circ-Funktion bzw. deren Transformierte eingetragen. Für q = 0,713 klingen die Überschwinger am schnellsten ab (Äquivalent der eindimensionalen Hanning-Funktion). Durch Verkleinern von q läßt sich der erste negative Überschwinger verringern, allerdings auf Kosten der übrigen. Ein gewisses Optimum erhält man, wenn der erste positive und der erste negative Überschwinger betragsmäßig gleich groß sind. Dies ist für q=0,67 der Fall. Dies entspricht der eindimensionalen Hamming-Funktion. In Tabelle 3-1 sind charakteristische Kenngrößen für die tbess-Funktion und die Hankeltransformierte der circ-Funktion angegeben (eine ausführlichere Tabelle mit Vergleich verschiedener Fensterfunktion befindet sich in /141/ S.81).

	H(circ)	tbess q=0,67	tbess q=0,71	Einheit
6 dB Punkt	0,71	0,98	1,07	$2\pi/\omega_{rmax}$
20 dB Punkt	1,09	1,67	1,79	$2\pi/\omega_{rmax}$
1. Nullstelle	1,22	2,23	2,23	$2\pi/\omega_{rmax}$
max. Welligkeit	-17,6	-37,7	-47,7	dB
Z·B-Produkt	2,50	1,03	1,02	-

Tabelle 3-1 Auflösung verschiedener Tiefpaßfilter
(6 dB bzw. 20 dB-Breite und Nullstellenabstand sind beidseits des Nullpunkts gerechnet.)

3.1.2 Inverse Filterung bei eingeschränktem Aspektwinkelbereich

Falls ein Objekt nur in einem eingeschränkten Winkelbereich $0 < \vartheta < \vartheta_{max} < 360°$ zugänglich ist, ist die PBF und die PÜF des Summationsbildes nicht mehr rotationssymmetrisch. Der Ortsfrequenzbereich der durch

$$|H_s(\omega_x,\omega_y)|/\max(|H_s(\omega_x,\omega_y)|) > \varepsilon \qquad (3.18)$$

definiert ist und innerhalb dessen die PÜF invertiert werden kann, beschreibt nicht länger eine Kreisfläche. Die Fensterfunktion H_w kann dann in vielen Fällen sinnvollerweise nicht rotationssymmetrisch gewählt werden (genaue Untersuchung siehe Kap. 3.2), d.h die Auflösung des Gesamtsystems ist nicht mehr isotrop. Eine weitere wesentliche Schwierigkeit entsteht nun in der Wahl der Fensterfunktion $H_w(\omega_x,\omega_y)$. Da eindimensionale Funktionen direkt nicht verwendet werden könnnen, besteht die Schwierigkeit, aus einer Vielzahl zweidimensionaler Funktionen H_w eine so zu wählen, daß für $h_w(x,y)$ zum einen die Auflösung möglichst hoch wird, zum anderen die Überschwinger klein bleiben. Des weiteren ist der Begriff der Auflösung nicht eindeutig definiert, da die Auflösung in jeder radialen Richtung unterschiedlich sein kann. Im folgenden werden deshalb zur Charakterisierung der Auflösung zwei Werte angegeben. Zunächst wird für jede radiale Richtung von h_w der Punkt mit 6dB-Abfall bezogen auf das globale Maximum von h_w gesucht. Der verdoppelte Abstand vom Mittelpunkt zum entfernungsmäßig größten und kleinsten -6dB-Punkt wird als minimale bzw. maximale Auflösung bezeichnet.

Es wird im folgenden eine Strategie vorgestellt, die es erlaubt, für ein beliebiges ϑ_{max} ohne Schwierigkeiten ein zugeschnittenes H_w zu wählen, wobei folgende Eigenschaften erreicht werden:

a) Die Richtungen der maximalen und minimalen Auflösungen in der System-PBF stehen senkrecht aufeinander, die Auflösung zwischen diesen Extrema ist monoton fallend oder monoton steigend.

b) Die verwendeten zweidimensionalen Fensterfunktionen lassen sich auf eindimensionale Fensterfunktionen zurückführen. Damit ist das Überschwingverhalten der System-PBF sofort an den verwendeten eindimensionalen Funktionen abzulesen.

c) Die maximale Auflösung entspricht immer mindestens der axialen Auflösung eines Einzel-B-Bildes. Die minimale Auflösung ist abhängig vom Aspektwinkelbereich. Sie ist um so besser, je größer der Aspektwinkelbereich ist.

d) Für den Grenzfall $\vartheta_{max} >= \pi$ wird die Auflösung isotrop, wobei sie mindestens der axialen Auflösung des B-Bildes entspricht.

Damit diese Strategie angewandt werden kann, sind zunächst einige Forderungen an die PÜF des Einzel-B-Bildes H_b zu stellen. Diese Bedingungen sind in der Praxis im allg. jedoch gut erfüllt.
Zunächst wird Achsen- und Punktsymmetrie von H_b gefordert, d.h. es soll gelten:

$$H_b(\omega_t,\omega_u) = H_b(-\omega_t,-\omega_u) = H_b(-\omega_t,\omega_u) = H_b(\omega_t,-\omega_u) \tag{3.19}$$

Weiter soll für H_b die Eigenschaft gelten:

$$|H_b(\omega_t,\omega_u)| > \varepsilon \quad \text{für } ((\omega_t/\omega_{ax})^2 + (\omega_u/\omega_{lat})^2)^{1/2} \leq 1 \tag{3.20}$$

Für einen Aspektwinkelbereich $0 < \vartheta < \vartheta_{max}$ läßt sich ein Koordinatensystem (v,w) bzw. im Ortsfrequenzbereich (ω_v,ω_w) angeben, bezüglich dessen die Summations-PBF bzw. PÜF punkt- und achsensymmetrisch ist. Es gilt die Beziehung:

$$\begin{pmatrix} v \\ w \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} +\cos(\vartheta_{max}/2) & +\sin(\vartheta_{max}/2) \\ -\sin(\vartheta_{max}/2) & +\cos(\vartheta_{max}/2) \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} \tag{3.21}$$

bzw.

$$\begin{pmatrix} \omega_v \\ \omega_w \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} +\cos(\vartheta_{max}/2) & +\sin(\vartheta_{max}/2) \\ -\sin(\vartheta_{max}/2) & +\cos(\vartheta_{max}/2) \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \omega_x \\ \omega_y \end{pmatrix} \tag{3.22}$$

Es lassen sich nun auf der ω_v bzw. ω_w-Achse zwei Frequenzgrenzen wie folgt definieren (Abb. 3-2):

$$|H_s(\omega_v,0)|/\max(|H_s(\omega_v,\omega_w)|) > \varepsilon \quad \text{für } \omega_v \leq \omega_{vg} = \omega_{ax} \tag{3.23}$$

$$|H_s(0,\omega_w)|/\max(|H_s(\omega_v,\omega_w)|) > \varepsilon \quad \text{für } \omega_w \leq \omega_{wg} \tag{3.24}$$

Diese zwei Frequenzgrenzen lassen sich nun interpretieren als kleine und große Halbachse einer Ellipse. Innerhalb dieser Ellipse gilt dann:

$$|H_s(\omega_v,\omega_w)| > \varepsilon \quad \text{für} \quad \Omega <= 1 \tag{3.25}$$

$$\text{mit } \Omega = ((\omega_v/\omega_{vg})^2 + (\omega_w/\omega_{wg})^2)^{1/2}$$

Benutzt man nun als inverses Filter

$$H_i(\omega_v,\omega_w) = ell(\omega_v,\omega_w)/H_s(\omega_v,\omega_w) \tag{3.26}$$

mit

$$ell(\omega_v,\omega_w) = \begin{cases} 1 \text{ für } \Omega <= 1 \\ 0 \text{ sonst} \end{cases} \tag{3.27}$$

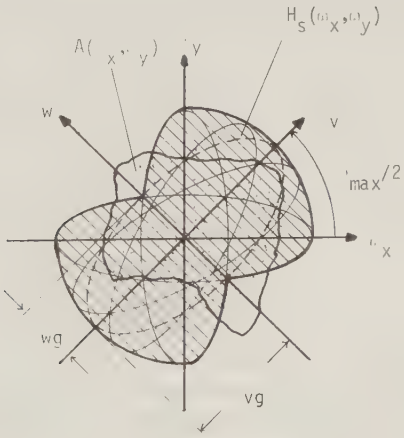


Abb. 3-2: Übertragener Ortsfrequenzbereich im Summationsbild bei begrenztem Winkelbereich (schematisch).

so führt Gl. (3.14) zu:

$$A'(\omega_v,\omega_w) = A(\omega_v,\omega_w)\cdot ell(\omega_v,\omega_w) \tag{3.28}$$

d.h. die Funktion ell beschreibt hier die PÜF des Systems, sowie deren Fourier-Rücktransformierte die System-PBF. Faßt man ell als Fensterfunktion auf, so ist die Rekonstruktion nach Gl. (3.26) diejenige mit dem kleinsten mittleren quadratischen Fehler, wenn für ell nur Funktionen eingesetzt werden dürfen, die Werte ungleich Null nur innerhalb der von ell definierten Kontur besitzen (diese Aussage ist mittels Parseval-Theorem leicht beweisbar). Da die Fourier-Rücktransformierte von ell jedoch erhebliche Überschwinger besitzt, ist es günstiger nicht mit Gl. (3.26) zu rekonstruieren, sondern ein modifiziertes inverses Filter in Gl. (3.14) einzusetzen:

$$H_i(\omega_v,\omega_w) = H_w(\omega_v,\omega_w)/H_s(\omega_v,\omega_w) \tag{3.29}$$

Die Fensterfunktion soll hierbei Werte ungleich Null nur innerhalb der von ell definierten Kontur besitzen, da innerhalb dieser Kontur Gl. (3.25) erfüllt ist.
Um für H_w eine günstige Wahl zu treffen, werden nun zunächst einige allgemeine Eigenschaften von Funktionen mit elliptischen Konturen (Höhenlinien) und deren Fouriertransformierten dargestellt.

Eine Funktion mit elliptischen Konturen wird allgemein definiert durch:

$$f(v,w) = f((v/v_{vg})^2 + (w/w_{wg})^2) \tag{3.30}$$

v_{vg} und w_{wg} bezeichnen beliebige positive Zahlenwerte, die von einer elliptischen Höhenlinie die große und kleine Halbachse kennzeichen. Ist f(v,w) reell, so ist dies auch deren Fouriertransformierte. Dies folgt aus den Symmetrieeigenschaften von f(v,w).

Es wird nun gezeigt, daß die Fouriertransformierte einer Funktion mit elliptischen Konturen ebenfalls eine Funktion mit elliptischen

Konturen ist. Dazu benutzt man zunächst die Tatsache, daß die Fouriertransformierte einer zirkularen Funktion ebenfalls zirkular ist.

$$f(v^2 + w^2) \quad \circ\!\!-\!\!\!-\!\!\circ \quad F(\omega_v{}^2 + \omega_w{}^2) \tag{3.31}$$

Mit der allgemeinen Fouriertransformationsbeziehung (/9/ S. 90):

$$f(a\cdot v, b\cdot w) \quad \circ\!\!-\!\!\!-\!\!\circ \quad 1/|ab| \cdot F(\omega_v/a, \omega_w/b) \tag{3.32}$$

folgt dann:

$$|\omega_{vg}\ \omega_{wg}|\cdot f((\omega_{vg}\cdot v)^2+(\omega_{wg}\cdot w)^2) \quad \circ\!\!-\!\!\!-\!\!\circ \quad F((\omega_v/\omega_{vg})^2+(\omega_w/\omega_{wg})^2) \tag{3.33}$$

Funktionen mit elliptischen Konturen besitzen also im Frequenzbereich die gleiche Symmetriestruktur. Im Grenzfall $\omega_{vg} = \omega_{wg}$ gehen die Funktionen in zirkulare Funktionen über.

Die Eigenschaften dieser speziellen Funktionen lassen sich nun ausnützen, um aus bekannten zirkularsymmetrischen Fensterfunktionen solche mit elliptischen Konturen abzuleiten. Eine rotationssymmetrische Fensterfunktion lässt sich allg. schreiben als:

$$H_{w\ rot}(\omega_v,\omega_w) = H_w(\omega_r) = H_w(((\omega_v/\omega_{vg})^2+(\omega_w/\omega_{vg})^2)^{1/2}) \tag{3.34}$$

Hier läßt sich z.B. die "Truncated-Bessel"-Funktion einsetzen.
Durch Einsetzen unterschiedlicher Grenzfrequenzen gewinnt man dann immer eine geeignete Fensterfunktion mit elliptischen Konturen:

$$H_{w\ ell}(\omega_v,\omega_w) = H_w(((\omega_v/\omega_{vg})^2+(\omega_w/\omega_{wg})^2)^{1/2}) \tag{3.35}$$

Die Fourierrucktransformierte dieser Funktionen ist dabei abgesehen von einer Skalierung in radialer Richtung ausschließlich von der eindimensionalen Funktion $H_w(\omega_r)$ abhängig. Die Skalierung wiederum hängt ausschließlich von den Grenzfrequenzen ω_{vg} und ω_{wg} ab.

Die vorgestellte Methode eignet sich insbesondere auch für eine

vereinfachte analytische Berechnung von Fouriertransformierten von Funktionen mit elliptischen Konturen. Dafür sind folgende Schritte notwendig:

a) Ersetzen der unterschiedlichen Grenzfrequenzen in der zu transformierenden Funktion mit elliptischen Konturen durch eine einheitliche beliebige Grenzfrequenz.
b) Ausführung der (eindimensionalen) Hankeltransformation von der entstandenen zirkularen Funktion.
c) Erneutes Einsetzen der unterschiedlichen Grenzfrequenzen in die Hankeltransformierte, d.h. Anwendung von Gl. (3.32), und Multiplikation bzw. Division mit 2π (abhängig davon, ob vorwärts oder rückwärts transformiert wird).

Durch Ausführen dieser Prozedur erhält man für die "Truncated-Bessel"-Funktion schließlich:

$$Tbess(\omega_v,\omega_w) = \begin{cases} 1-q+q\cdot J_0(j_{1,1}\cdot\Omega) & \text{für } \Omega \leq 1 \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \qquad (3.36)$$

$$tbess(v,w) = 1/2\pi \cdot (1-q-q\cdot z^2\cdot J_0(j_{1,1})/(j_{1,1}{}^2-z^2))\cdot\omega_{vg}\omega_{wg}\, J_1(z)/z$$

$$\text{mit } z = ((\omega_{vg}\cdot v)^2+(\omega_{wg}\cdot w)^2)^{1/2} \qquad (3.37)$$

Zur Veranschaulichung werden in Abb. 3-3 die verschiedenen Funktionen, die zur Filterung benötigt werden, graphisch dargestellt. Für die Funktion $h_b(t,u)$ (die in der Praxis gemessen werden muß) wurde als Beispiel eine Gaußfunktion eingesetzt. Der Aspektwinkelbereich wurde zu $\vartheta_{max} = 90°$ angenommen.

$$h_b(t,u) = \exp(-((a\cdot t/t_g)^2+(b\cdot u/u_g)^2)) \qquad (3.38)$$

mit a=33,302 und b=8,325

t_g=u_g beschreiben die maximale Objektausdehnung. Bei der vorliegenden Wahl von a und b erhält man für axiale und laterale Auflösung (6 dB Grenzen): t_a/t_g=+0,025; u_a/u_g=+0,100. Das gewählte Verhältnis zwischen

axialer und lateraler Auflösung beträgt also 1:4, was Werten in der Praxis entspricht.

Die Abbildung zeigt auf der linken Seite die Punktbildfunktionen im Ortsbereich, auf der rechten befinden sich die korresponierenden Funktionen des Ortsfrequenzbereichs.

Die erzielbare Auflösungsverbesserung ist abhängig von der B-Bild-PBF h_b (hier Gaußfunktion, in der Praxis wird sie gemessen), vom Aspektwinkelbereich ϑ_{max}, und - für die gefilterten Bilder ganz wesentlich - vom Signal-Rauschverhältnis, d.h. von der Wahl von ε (s. Kap. 2). Tabelle 3-2 gibt die minimalen und maximalen 6dB- und 20dB-Auflösungen für die gewählte Gauß-B-Bild-PBF h_b, die Summations-PBF h_s für $\vartheta_{max}=90°$, und die System-PBF h_w für $\varepsilon=0{,}001$ und $\varepsilon=0{,}005$ an.
Als Fensterfunktion wurde $tbess_{q=0,71}$ verwendet.

PBF	6dB maximale Auflösung	6dB minimale Auflösung	20dB maximale Auflösung	20dB minimale Auflösung	Einheit
h_b	0,0250	0,1000	0,0456	0,1823	x_g
h_s	0,0276	0,0542	0,0546	0,1260	x_g
h_w					
$\varepsilon=0{,}001$	0,0173	0,0599	0,0296	0,1102	x_g
$\varepsilon=0{,}005$	0,0269	0,0718	0,0457	0,1259	x_g

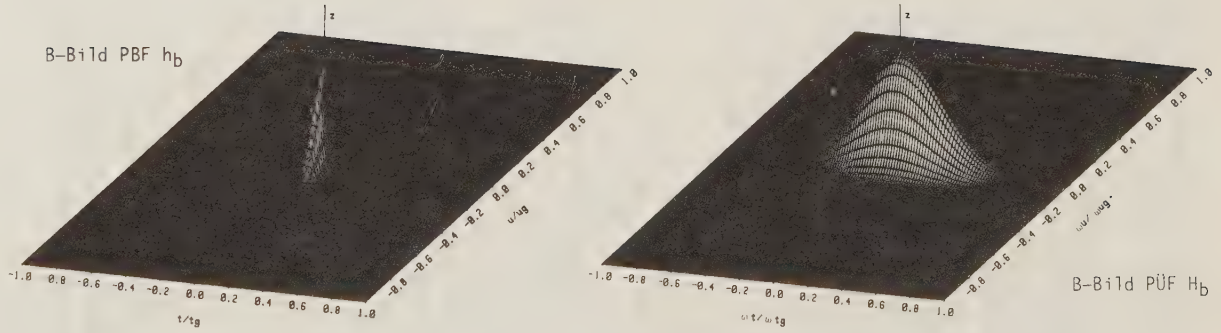
Tabelle 3-2: Auflösungen für B-Bild-PBF nach Gl. 3.38 und daraus resultierende Auflösungen für Summations-PBF ($\vartheta_{max}=90°$) h_s und System-PBF h_w für $\varepsilon=0{,}001$ und $\varepsilon=0{,}005$.

Aus der Tabelle kann abgelesen werden, daß sich im Summationsbild die maximale Auflösung gegenüber der axialen Auflösung im B-Bild geringfügig verschlechtert, während sich die minimale Auflösung etwa um den Faktor zwei verbessert (bei 90° Winkelbereich). Dadurch ändert sich auch das Auflösungsverhältnis von 1:4 im B-Bild auf etwa 1:2 im Sum-

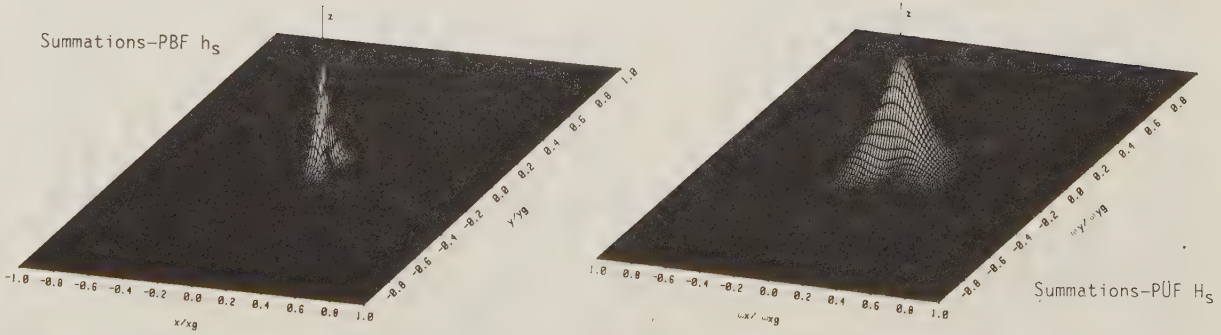
ORTSBEREICH

ORTSFREQUENZBEREICH

B-BILD



DREHUNG (90°) UND SUMMATION



INVERSES FILTER

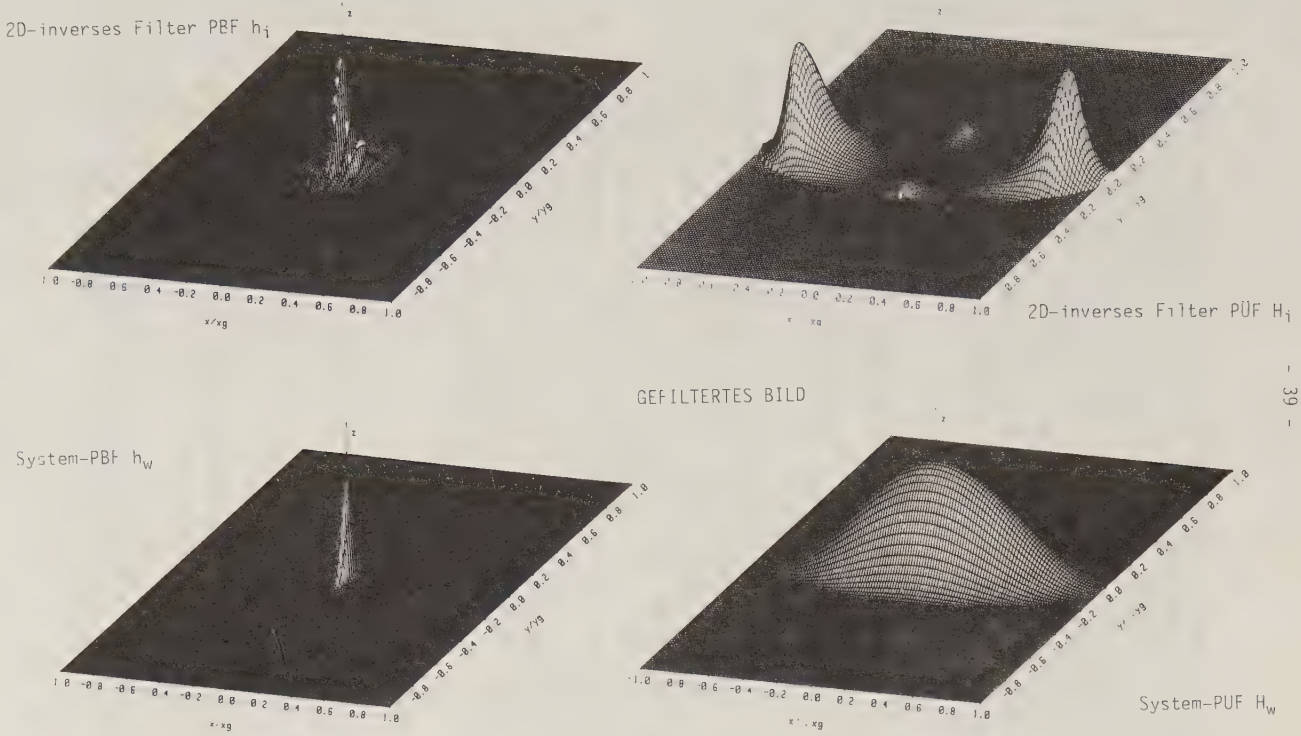


Abb. 3-3: Schematische Darstellung des Rekonstruktionsverfahren "Summation und zweidimensionale inverse Filterung bei begrenztem Aspektwinkelbereich (90°)".

mationsbild. Die erzielbare Auflösung durch Filterung hängt wesentlich von ε ab. Während für $\varepsilon=0{,}001$ die maximale Auflösung besser wird, als die axiale Auflösung des B-Bildes, ist dies für $\varepsilon=0{,}005$ nicht mehr der Fall. Jedoch tritt gegenüber dem Summationsbild noch eine geringe Verbesserung ein. Die erzielbaren minimalen 6dB-Auflösungen sind geringer als im Summationsbild, die minimalen 20dB-Auflösungen jedoch besser. Wann durch die Filterung auch die minimale 6dB-Auflösung verbessert wird, ist vom Aspektwinkelbereich abhängig.

3.2 Isotrope Auflösung bei UCTR mit eingeschränktem Winkelbereich

Isotrope Auflösung erhält man in der UCTR durch Wahl eines rotationssymmetrischen Fenster H_w, da dann die System-PBF h_w ebenfalls zirkular ist. Nun haben aber die vorstehenden Ausführungen gezeigt, daß die Wahl von H_w wesentlich von der Summations-PÜF H_s abhängt (Gl. 3.25). Eine isotrope Auflösung, bei der diese mindestens der axialen Auflösung des B-Bildes entsprechen soll, ist nur möglich, wenn gilt $\vartheta_{max} \geqslant 180°$, da dann H_s die Objektfunktion innerhalb eines Kreises mit Radius $\omega_{rmax}=\omega_{ax}$ vollständig überstreicht. Eine vollständige Umrundung muß nicht gefordert werden, da H_b als punktsymmetrisch vorausgesetzt wurde. Eine isotrope Auflösung für den Fall $0° \leqslant \vartheta_{max} \leqslant 180°$ ist zwar möglich durch die Wahl einer zirkularen Fensterfunktion, die Frequenzgrenze von H_w ist jedoch bestimmt durch die Gleichung:

$$\omega_{rmax} = \min(\omega_{vg},\omega_{wg}) \tag{3.39}$$

Mit der (die Allgemeinheit nicht einschränkenden) Annahme $\omega_{wg}<\omega_{vg}$ folgt nun für den Fall $\omega_{wg}/\omega_{vg} \ll 1$ eine erhebliche Verminderung der Übertragung hochfrequenter Ortsfrequenzkomponenten des Objekts, und damit eine u.U. drastische Reduzierung der Auflösung. Es ist also im allgemeinen vorteilhafter, eine nach Abschnitt 3.1.2 generierte Fensterfunktion mit elliptischen Konturen zu wählen und damit die hochfrequenten Komponenten soweit sinnvoll mit zu übertragen. Dies führt zwar zu einer Anisotropie in der Auflösung, die jedoch im Interesse eines möglichst hoch auflösenden Bildes in Kauf genommen werden

sollte. Um abzuschätzen, wie hoch der Grad der Anisotropie der Auflösung ist, wurde mit der im Kap. 6 beschriebenen Laboranlage (mit einem 5 MHz Array) das Verhältnis ω_{wg}/ω_{vg} für verschiedene ϑ_{max} meßtechnisch bestimmt und in Abb. 3-4 dargestellt. Da sich die Punktbildübertragungsfunktionen von verschiedenen B-Bild-Systemen sehr ähneln, kann dieses Ergebnis auch für UCTR-Anlagen mit anderen eingesetzten B-Scannern zumindest qualitativ übernommen werden. Das dargestellte Verhältnis kann wegen Gültigkeit von Gl. (3.33) direkt als Maß der Anisotropie der Auflösung im gefilterten Bild gedeutet werden. Für $\vartheta_{max} = 90°$ beträgt also das in der Praxis erreichbare Verhältnis zwischen maximaler und minimaler Auflösung etwa 2:1, oberhalb von ϑ_{max}=160° kann von einer fast isotropen Auflösung gesprochen werden, und für einen einzelnen B-Scan wurde ein Grenzfrequenzverhältnis von 4,3:1 ermittelt. Da im (nicht gefilterten) B-Bild jedoch schon ein Auflösungsverhältnis von 3:1 erreicht wird (wenn auch mit erheblichen Nebenschwingern), ist es offensichtlich sinnlos, bei kleineren Aspektwinkelbereichen zu filtern. Aus Abb. 3-4 kann der minimale Aspektwinkelbereich, ab dem eine Filterung sinnvoll wird, d.h. ab dem mindestens ein Auflösungsverhältnis von 3:1 im gefilterten Bild erreicht wird, zu etwa 50 Grad abgelesen werden. Es ist

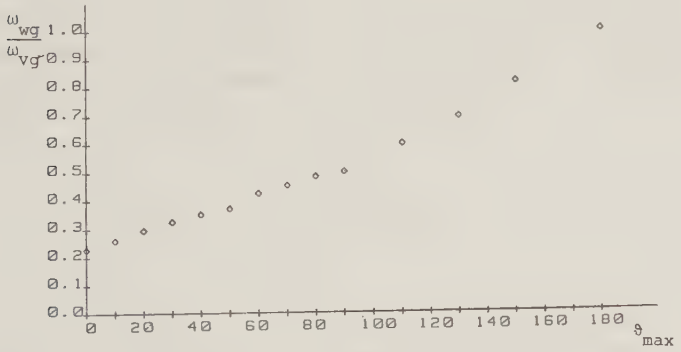


Abb. 3-4: Gemessenes Grenzfrequenzverhältnis ω_{wg}/ω_{vg} im Summationsbild für verschiedene Aspektwinkelbereiche (bei ε=0,005).

jedoch zu beachten, daß dann die minimale Auflösung im Summationsbild meistens immer noch besser ist, als im gefilterten Bild (Die Definition der minimalen und maximalen Auflösung befindet sich auf S. 31). Dies ist die Folge der gewählten Fensterfunktion, bei der die Nebenschwinger stark unterdrückt werden, jedoch bezogen auf die 6dB-Auflösung u.U. ein Verlust hingenommen werden muß. Es hat sich gezeigt, daß erst ab ca. 110 Grad Aspektwinkelbereich auch die (minimale) 6dB-Auflösung verbessert wird (siehe Abschnitt 6).

4. Eindimensionale Vorfilterung der Teilbilder

Im Abschnitt 3 wurde ein UCTR-Algorithmus hergeleitet, bei dem zunächst alle Teilbilder winkelrichtig aufsummiert wurden und anschliessend eine zweidimensionale inverse Filterung erfolgte, um eine möglichst hohe Auflösung zu erhalten. Im folgenden soll gezeigt werden, daß es auch möglich ist, zunächst eine eindimensionale Vorfilterung der Teilbilder durchzuführen und die so erhaltenen Teilbilder anschließend winkelrichtig zu summieren, wobei sich die gleiche System-PÜF bzw. PBF wie bei zweidimensionaler inverser Filterung ergibt. Es wird also nicht etwa die B-Bild-PBF optimal gefiltert, sondern ausschließliche Zielrichtung ist die Übertragungscharakteristik des Gesamtsystems. Eine eindimensionale Vorfilterung in axialer Richtung hat den großen Vorteil, daß die axiale Richtung der zeitlichen Reihenfolge der B-Bild Aufnahme entspricht, und damit die Filterung analog oder digital hardwaremäßig, und damit ohne Zeitverlust durchgeführt werden kann.

Im Abschnitt 3 wurde gezeigt, wie eine optimale Bildrekonstruktion durch inverse Filterung gewonnen werden kann (Gl. 3.14). Die Objektverteilung $A'(\omega_v,\omega_w)$ soll jetzt rekonstruiert werden durch eindimensionale Filterung der B-Bilder und anschließende Aufsummation. Aus (später ersichtlichen) Symmetriegründen wird die Objektverteilung A und die gewählte Fensterfunktion H_w in dem im Abschnitt 3 eingeführten (ω_v,ω_w)-Koordinatensystem dargestellt. Im Ortsfrequenzbereich wird nun folgender Ansatz durchgeführt:

$$A'(\omega_v,\omega_w)=A(\omega_v,\omega_w)\,H_w(\omega_v,\omega_w) = A(\omega_v,\omega_w)\int_{-\vartheta_{max}/2}^{+\vartheta_{max}/2} F(\omega_t,\vartheta)\,H_b(\omega_t,\omega_u)\,d\vartheta \qquad (4.1)$$

F sei die gesuchte Filterfunktion. Damit im Ortsbereich nur eine eindimensionale Filterung in t-Koordinaten-Richtung erforderlich ist, darf F nur von ω_t abhängen, und muß in ω_u-Richtung konstant sein. Zugelassen sei jedoch eine Abhängigkeit der Filterunktion von ϑ, d.h. die Filterkoeffizienten dürfen sich für jedes B-Bild, welches unter

einem anderen Aspektwinkel aufgenommen wird, ändern. Zwischen den (ω_t,ω_u)- und (ω_v,ω_w)-Koordinaten besteht hier die Beziehung:

$$\begin{pmatrix}\omega_t\\ \omega_u\end{pmatrix} = \begin{pmatrix}+\cos\vartheta & +\sin\vartheta\\ -\sin\vartheta & +\cos\vartheta\end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix}\omega_v\\ \omega_w\end{pmatrix} \tag{4.2}$$

Zur Ermittlung der Filterfunktion F ist dann folgende Integralgleichung zu lösen:

$$H_w(\omega_v,\omega_w) = \int_{-\vartheta_{max}/2}^{+\vartheta_{max}/2} F(\omega_t,\vartheta)\, H_b(\omega_t,\omega_u)\,d\vartheta \tag{4.3}$$

Es werden nun Polarkoordinaten ω_r, ω_φ eingeführt.

$$\omega_v = \omega_r \cdot \cos\omega_\varphi \tag{4.4a}$$
$$\omega_w = \omega_r \cdot \sin\omega_\varphi \tag{4.4b}$$

Gleichung (4.3) geht dann über in:

$$H_w(\omega_r,\omega_\varphi) = \int_{-\vartheta_{max}/2}^{+\vartheta_{max}/2} F(\omega_r \cos(\omega_\varphi-\vartheta),\vartheta)\, H_b(\omega_r \cos(\omega_\varphi-\vartheta),\omega_r \sin(\omega_\varphi-\vartheta))\,d\vartheta \tag{4.5}$$

Für $\vartheta_{max} = 2\pi$ darf $(\omega_\varphi-\vartheta)$ durch ϑ ersetzt werden, da die cos-Funktion periodisch in 2π ist und über eine volle Periode integriert wird. F ist dadurch nur von $\omega_t = \omega_r \cos(\vartheta)$ abhängig. Dies wurde bereits in /141/ dokumentiert, wobei ebenfalls ein einfaches Extrapolationsverfahren zur Lösung der Integralgleichung für diesen Fall angegeben wird. Für $\vartheta_{max} < 2\pi$ kann dieses Verfahren leicht modifiziert ebenfalls zur Lösung der Integralgleichung herangezogen werden. F ist in diesem Fall aber zusätzlich zu ω_t auch von ω_u abhängig, d.h. als Lösung der Integralgleichung erhält man ein $F(\omega_t,\omega_u)$. Dies bedeutet, daß die B-Bilder jeweils zweidimensional vorgefiltert werden müßten. Da diese Vorgehensweise einen erheblich höheren Aufwand be-

dingt und gegenüber Summation und anschließender zweidimensionaler Filterung des Summationsbildes keine anderen Vorteile existieren, ist dieses Verfahren uninteressant. Durch eine zusätzliche Randbedingung kann jedoch dafür gesorgt werden, daß F nur eine ω_t-Abhängigkeit aufweist (Abb. 4-1). Die Endpunkte ω_{r1}, ω_{r2} liegen in Abb. 4-1 auf einer Geraden parallel zu ω_u. Falls nun folgende Relation für alle ω_{r1}, ω_{r2}, $\omega_{\varphi 1}$, $\omega_{\varphi 2}$ und ϑ identisch erfüllt ist, hängt F nur von ω_t und ϑ ab.

$$F(\omega_{r1} \sin(\vartheta-\omega_{\varphi 1})) = F(\omega_{r2} \sin(\vartheta-\omega_{\varphi 2})) \qquad (4.6)$$

Bei der Lösung der Integralgleichung (4.5) unter Berücksichtigung von Gleichung (4.6) ist zu beachten, daß H_w nicht beliebig vorgegeben werden darf, da sonst Unlösbarkeit auftreten kann. Es sind nur solche Funktionen H_w erlaubt, wie sie im Fall der zweidimensionalen inversen Filterung des Summationsbildes für den entsprechenden Win-

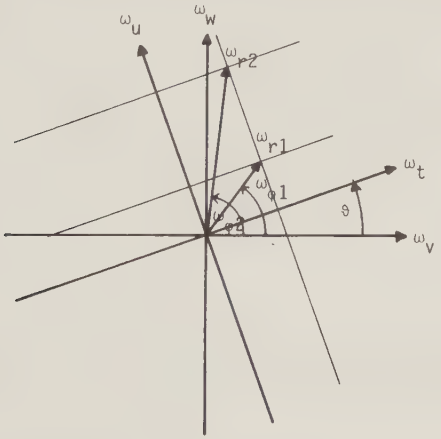


Abb. 4-1: Zur Erläuterung der Nebenbedingung Gl. 4.6

kelbereich abgeleitet wurden (siehe Abschnitt 3). Es sei weiter angemerkt, daß nicht geprüft wurde, unter welchen weiteren Bedingungen Gl. 4.5 lösbar ist. Die Brauchbarkeit des Verfahrens wird sich erst nach erfolgreichem Filterentwurf herausstellen.

4.1 Filterentwurf für die eindimensionale Vorfilterung

Eine analytische Lösung der Gleichung (4.5) unter Berücksichtigung von Gleichung (4.6) konnte nicht gefunden werden. Zur numerischen Lösung ist das in /141/ angegebene Extrapolationsverfahren ebenfalls nicht geeignet, da eine Berücksichtigung der Randwertbedingung nicht möglich ist. Eine numerische Lösung ergibt sich jedoch durch Rückführung des Integrals in (4.3) auf eine Summe und durch Aufstellung und Lösung eines linearen Gleichungssystems. H_w, H_b und F liegen dabei ebenfalls diskretisiert vor bzw. werden nur an diskreten Stützpunkten ermittelt. Dabei muß das Shannon-Theorem beachtet werden (siehe Abschnitt 6). Dabei sei

$$H_w(i,j)=H_w(i\cdot\Delta\omega_v, j\cdot\Delta\omega_w) \tag{4.7}$$

$$H_b(k,l) = H_b(k\cdot\Delta\omega_t, l\cdot\Delta\omega_u) \tag{4.8}$$

$$F(m,n) = F(m\cdot\Delta\omega_t, n\cdot\Delta\vartheta) \tag{4.9}$$

$$\Delta\vartheta = \vartheta_{max}/(N-1) \tag{4.10}$$

N = Anzahl der B-Bilder die überlagert werden.
$\Delta\vartheta$ = Winkeldifferenz zwischen zwei aufeinanderfolgenden B-Bildern.
$\Delta\omega$ = Ortsfrequenzdiskretisierungsintervalle

Durch den Ansatz für F in Gl. 4.9 ist die Nebenbedingung (4.6) bereits implizit berücksichtigt, da eine ω_u-Abhängigkeit schon im Ansatz nicht zugelassen wird.

Gleichung (4.3) geht dann über in:

$$H_w(i\cdot\Delta\omega_v, j\cdot\Delta\omega_w) = \sum_{n=-N/2}^{+N/2} F(\omega_t, n\cdot\Delta\vartheta)\cdot H_b(\omega_t,\omega_u) \qquad (4.11)$$

Gl. 4.11 muß nun, um die unbekannten F(m,n) zu ermitteln, für jedes Koordinatenpaar (i,j) separat aufgestellt werden. Die Beziehung zwischen den Koordinatensystemen (ω_v,ω_w) und (ω_t,ω_u) ist dabei durch Gl. 4.2 gegeben. Da H_w in (ω_v,ω_w) diskretisiert vorliegt, H_b dagegen in (ω_t,ω_u), und da F ebenfalls nur an diskreten Stützstellen in (ω_t,ω_u) berechnet werden soll, ist auf der rechten Seite von Gl. 4.11 noch eine Interpolation erforderlich. Setzt man zunächst voraus, daß die $\Delta\omega$ so klein gewählt wurden, daß im Ortsfrequenzbereich eine erhebliche Überabtastung vorliegt, so genügt es zwischen den Stützstellen zweidimensional linear zu interpolieren. Ein Funktionswert an der Stelle (ω_t,ω_u) ergibt sich dabei zu (Abb. 4-2):

$$H_b(\omega_t,\omega_u) = \frac{\Delta\omega_t-\varepsilon_{\omega t}}{\Delta\omega_t}\left(\frac{\Delta\omega_u-\varepsilon_{\omega u}}{\Delta\omega_u} H_b(k,l) + \frac{\varepsilon_{\omega u}}{\Delta\omega_u} H_b(k,l+1)\right) + \qquad (4.12)$$

$$+ \frac{\varepsilon_{\omega t}}{\Delta\omega_t}\left(\frac{\Delta\omega_u-\varepsilon_{\omega u}}{\Delta\omega_u} H_b(k+1,l) + \frac{\varepsilon_{\omega u}}{\Delta\omega_u} H_b(k+1,l+1)\right)$$

$$F(\omega_t,n) = \frac{\Delta\omega_t-\varepsilon_{\omega t}}{\Delta\omega_t} F(k,n) + \frac{\varepsilon_{\omega t}}{\Delta\omega_t} F(k+1,n) \qquad (4.13)$$

mit

$$k = \mathrm{int}(\omega_t/\Delta\omega_t) \qquad l = \mathrm{int}(\omega_u/\Delta\omega_u) \qquad (4.14)$$

$$\varepsilon_{\omega t} = \omega_t - k\cdot\Delta\omega_t \qquad \varepsilon_{\omega u} = \omega_u - l\cdot\Delta\omega_u \qquad (4.15)$$

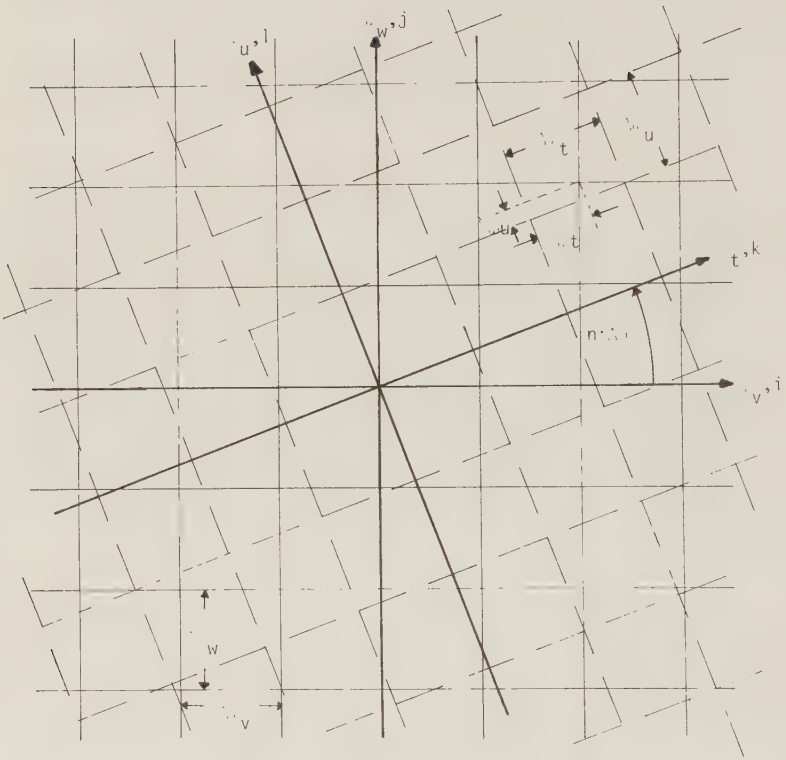


Abb. 4-2: Zur Erläuterung der zweidimensionalen linearen Interpolation: Aufgetragen sind die kontinuierlichen und diskretisierten Koordinatensysteme ω_v, ω_w und ω_t, ω_u bzw. (i,j), (k,l). Für ein Koordinatenpaar (i,j) sind die zugehörigen Interpolationskoeffizienten $\varepsilon_{\omega t}$ und $\varepsilon_{\omega u}$ eingezeichnet. Es ist zu beachten, daß sich diese Koeffizienten für jeden Koordinatenpunkt (i,j) ändern.

int(..) liefert die größte ganze Zahl, die kleiner oder gleich dem Argument ist.

Durch Einsetzen von Gl. 4.12 und 4.13 in Gl. 4.11 und sortieren der Koeffizienten wird nun ein lineares Gleichungssystem aufgestellt. Dazu wird $H_w(i,j)$ als eindimensionaler Spaltenvektor $\underline{H}_w$ auf die rechte Seite des Gleichungssystems aufgetragen, $F(m,n)$ ebenso als eindimensionaler Lösungsvektor $\underline{F}$ auf die linke Seite des Gleichungssystems. Verknüpft werden beide Vektoren durch eine zweidimensionale Matrix $\underline{M}_b$, die mittels Gleichung (4.11) konstruiert wird. In $\underline{M}_b$ gehen damit $H_b(k,l,n)$ und Gewichtungsfaktoren aus der zweidimensionalen linearen Interpolation nach Gl. 4.12 und 4.13 ein.

$$\underline{M}_b \cdot \underline{F} = \underline{H}_w \tag{4.16}$$

Die linke Seite von Gl. 4.16 wird im allg. komplex sein, da H_b im allg. komplex ist. F muß in diesem Fall dann ebenfalls komplex sein, da H_w wegen der gewählten Symmetrieeigenschaften (nach Abschnitt 3) reell ist.

Sollen die gefilterten Teilbilder im Ortsbereich reell bleiben, so ist an F noch eine zusätzliche Forderung zu stellen:

$$F(m,n) = F^*(-m,n) \tag{4.17}$$

Diese Forderung kann, falls gewünscht, unmittelbar bei der Aufstellung von Gl. 4.16 berücksichtigt werden.

Im folgenden sollen einige Bemerkungen zur Größe des linearen Gleichungssystems 4.16, und zu Eigenschaften der Funktionen H_w, H_b und F erfolgen, da diese Parameter den Aufwand für die numerische Lösung entscheidend beeinflussen.

Die Größe des linearen Gleichungssystems ergibt sich zunächst zu:

$$Z \cdot S = (I \cdot J) \cdot (K \cdot N) \tag{4.18}$$

Z = Anzahl der Zeilen der Matrix M_b,
S = Anzahl der Spalten der Matrix M_b,
I = Anzahl der Spalten von $H_w(i,j)$,
J = Anzahl der Zeilen von $H_w(i,j)$,
K = Anzahl der Spalten von $H_b(k,l)$,
N = Anzahl der B-Bilder, die summiert werden.

Setzt man beispielsweise I=J=K=128 und N=60, so ergibt sich S·Z = 16384·7680. Dieses Gleichungssystem ist sowohl enorm groß, als auch in Abhängigkeit von I, J, K und N unter-, über-, oder exakt bestimmt. Als Vorteil kann angemerkt werden, daß in jeder Zeile der Matrix M nur 2N Positionen besetzt sind (der Faktor 2 wird durch die lineare zweidim. Interpolation aus Gl. 4.13 verursacht). Die Matrix M_b in Gl. 4.16 wird also häufig nur schwach besetzt sein. Zur Lösung derartiger linearer Gleichungssysteme existieren spezielle Algorithmen /16/. Im allg. kann das Gleichungssystem zusätzlich komplex sein.

Bestimmte Symmetrieeigenschaften der beteiligten Funktionen, lassen jedoch eine wesentliche Vereinfachung des Gleichungssystems zu. Bezogen auf das (v,w)-Koordinatensystem wird h_w sinnvollerweise immer punkt- und achsensymmetrisch gewählt, d.h.:

$$h_w(v,w) = h_w(-v,w) = h_w(v,-w) = h_w(-v,-w) \tag{4.19}$$

Daraus folgt sofort, daß $H_w(\omega_v,\omega_w)$ reell ist. Außerdem besitzt $H_w(\omega_v,\omega_w)$ ebenfalls Punkt- und Achsensymmetrie:

$$H_w(\omega_v,\omega_w) = H_w(-\omega_v,\omega_w) = H_w(\omega_v,-\omega_w) = H_w(-\omega_v,-\omega_w) \tag{4.20}$$

Für $h_b(t,u)$ gilt in der Praxis in guter Näherung:

$$h_b(t,u) = h_b(-t,u) = h_b(t,-u) = h_b(-t-u) \tag{4.21}$$

Daraus folgt, daß $H_b(\omega_t,\omega_u)$ reell ist sowie, bezogen auf das (t,u)-Koordinatensystem, die gleichen Symmetrieeigenschaften wie für H_w be-

stehen. Für die gesuchte Filterfunktion ist eine Koordinaten-Richtungsumkehr von ω_t also ohne Bedeutung. Die Forderung Gl. 4.17 kann deshalb ohne Schwierigkeiten in Gl. 4.11 mit eingebracht werden.

Aus den Symmetrieeigenschaften von H_w und H_b läßt sich schließen, daß das Gleichungssystem (4.11) nur noch für den ersten Quadranten von $H_w(i,j)$ als Vektor $\underset{\cdot}{H}_w$, sowie für $F(m,n)$ für $m \geq 0$ als Vektor $\underset{\cdot}{F}$ aufgestellt werden muß. Das Gleichungssystem bleibt darüberhinaus reell. Die Größe der Matrix $\underset{\cdot}{M}_b$ reduziert sich dann auf:

$$Z \cdot S = (I/2 \cdot J/2) \cdot (K/2 \cdot N) \qquad (4.22)$$

Die Zeilenanzahl von $\underset{\cdot}{M}_b$ wird also geviertelt, die Spaltenanzahl halbiert.

Zur Lösung von Gleichung (4.11) erweist es sich als sinnvoll, $\Delta\omega_v$, $\Delta\omega_w$, $\Delta\omega_t$ und $\Delta\omega_u$ (ungefähr) gleich groß zu setzen. Über die Maximalfrequenz ist dadurch I, J und K festgelegt. Die Anzahl N der B-Bilder die summiert werden, dient dann als wählbare Größe, um näherungsweise ein quadratisches Gleichungssystem zu erzeugen. Dennoch wird im allg. $Z \neq S$ sein. Um ein quadratisches Gleichungssystem zu erzeugen, wird die Transponierte der Matrix $\underset{\cdot}{M}_b$ von links an die Gleichung (4.11) multipliziert:

$$\underset{\cdot}{M}_b^T \cdot \underset{\cdot}{M}_b \, \underset{\cdot}{F} = \underset{\cdot}{M}_b^T \cdot \underset{\cdot}{H}_w \qquad (4.23)$$

Durch Gleichung (4.23) wird der mittlere quadratische Gleichungsfehler in Gl. (4.11) minimiert.

4.2 Beispiel eines entworfenen Filters

Mit dem im Kapitel 4.1 vorgestellten Algorithmus wurde von BIRZER /155/ versucht, entsprechende Filter numerisch zu entwerfen, wobei größere Schwierigkeiten auftraten. Zum einen verfügt die (zum Entwurf genutzte) Großrechenanlage "CYBER 845" nicht über ein Betriebs-

system mit virtueller Speicherplatzverwaltung, so daß nur 128k-Wörte Speicherplätze zur Verfügung standen (dies sind für die auftretenden großen Matrizen im allg. zu wenig), zum anderen stellte sich das vorhandene Programmpaket "SPARSE" zur Invertierung großer, schwach besetzter Matrizen als für dieses spezielle Problem nicht geeignet heraus (diese Tatsache kann auf alle Relaxationsverfahren übertragen werden, falls der Benutzer nicht selbst in den Algorithmus eingreifen kann; Einzelheiten siehe /155/). Diese Probleme führten dazu, daß Entwürfe nur für eine sehr kleine Gitterpunktanzahl (8x8-Gitter) für H_w, H_b und F durchgeführt werden konnten. Ein Beispiel zeigen die Abbildungen 4.3 und 4.4 (aus /155/).

Abb. 4.4a stellt die gewählte B-Bild-PÜF H_b dar, Abb. 4.4b die gewählte Fensterfunktion H_w. Vorgegeben wurden außerdem 90° Aspektwinkelbereich und 10 Teilbildüberlagerungen. Die nach Gl. 4.23 ermittelten Filterkoeffizienten F sind für jeden auftretenden Aspektwinkel ϑ in Abb. 4.3 dargestellt. Abb. 4.4c zeigt die Fensterfunktion H_{wrek}, die mittels den errechneten Filterkoeffizienten F und der B-Bild-PÜF H_b tatsächlich erreicht wird (d.h. es wird Gl. 4.11 für bekanntes F und H_b ausgewertet). Nach Skalierung von H_w und H_{wrek} auf gleiche Energieinhalte sind für dieses Beispiel noch große Differenzen zwischen dem vorgegebenen H_w und dem mittels der errechneten Filterkoeffizienten F tatsächlich erreichten H_{wrek} erkennbar. In /155/ konnte jedoch gezeigt werden, daß sich dieser Fehler bei einer Vergrößerung der Teilbildanzahl reduziert. Die Abhängigkeit dieses Fehlers von der Anzahl der Gitterpunkte ist nicht bekannt. Auffällig ist ferner der enorme Dynamikbereich der Filterkoeffizienten F. Die in Abb. 4.4d angegebene Amplitudenskalierung ist jedoch nur diejenige, die sich Lösung von Gl. 4.23 mit Hilfe des Relaxationsverfahrens ergab (und die evtl. auf numerische Instabilität hindeutet). Der tatsächlich benötigte Dynamikbereich ergibt sich erst dann, wenn H_{wrek} und H_w auf gleichen Energieinhalt normiert werden. Diese Umskalierung wirkt dann ebenso auf die Filterkoeffizienten F.

Das Beispiel macht deutlich, daß in der vorliegenden Form die eindimensionalen Vorfilter für einen praktischen Einsatz nicht zu ge-

brauchen sind. Es müssen zuvor noch Algorithmen gefunden werden, die eine effiziente Lösung des Problems für ein genügend großes (bzw. dichtes) Koordinatengitter erlauben (evtl. lineare Optimierungsverfahren). Aus zwei Gründen wurde jedoch die Suche nach derartigen Algorithmen in der vorliegenden Arbeit nicht weiter intensiviert:
Zum einen erlaubt die zweidimensionale inverse Filterung eine problemlose und mit dem heutigen Stand der Technik auch schnelle Bildverarbeitung.
Zum anderen wird sich im folgenden Abschnitt fünf herausstellen, daß für die vorliegende Problemstellung eine Bildfilterung aus medizinischer Sicht häufig nicht notwendig ist, u.U. sogar ungünstig ist. Dieser Abschnitt sei deshalb vor allem als Anregung für weitergehende Forschungen aufgefasst.

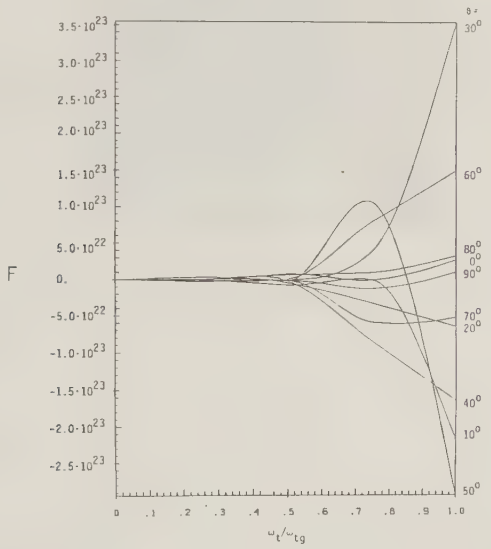
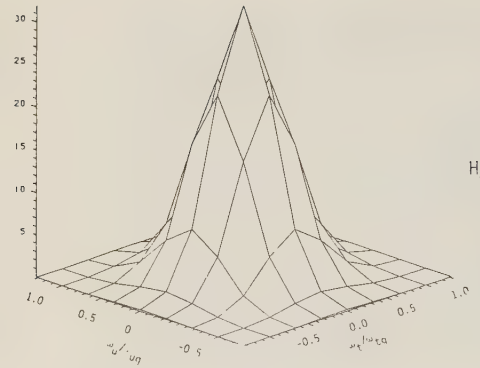
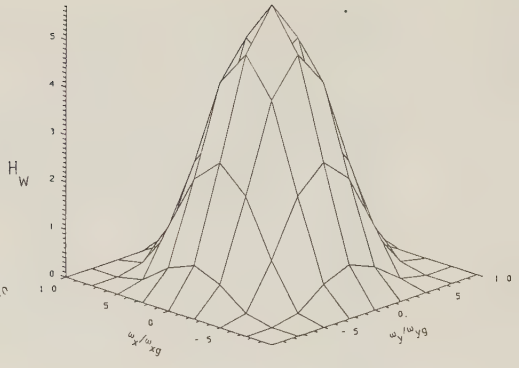


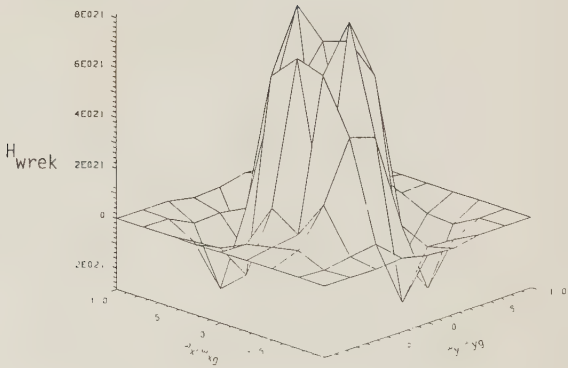
Abb. 4-3: Nach Gl. 4.23 errechnete Filterkoeffizienten F zur eindimensionalen Teilbildvorfilterung. Vorgegeben wurden die B-Bild-PÜF nach Abb. 4-4a, und die Fensterfunktion nach Abb. 4-4b, außerdem 90° Aspektwinkelbereich und 10 Teilbildüberlagerungen. Eingezeichnet sind die Filterkoeffizienten F für die einzelnen Aspektwinkel ϑ.



a



b



c

Abb. 4-4: Zur eindimensionalen Teilbildvorfilterung:
Vorgaben für einen Filterentwurf mit 90° Aspektwinkelbereich und 10 Teilbildüberlagerungen (Die errechneten Filterkoeffizienten sind in Abb. 4-3 abgebildet).

a) Vorgegebene B-Bild-PÜF H_b
b) Vorgegebene Fensterfunktion H_w
c) Mittels der errechneten Filterkoeffizienten F (Abb. 4-3) und der vorgegebenen B-Bild-PÜF H_b tatsächlich vorhandene Fensterfunktion H_{wrek} (= Auswertung der Gleichung 4.11 für bekanntes F und H_b).

5 Statistik von Speckle in der Ultraschall-Reflexions-Computer-Tomographie

Sehr bald nach Einführung der B-Bild-Realtime-Scanner wurde bei der Abbildung von Gewebe im B-Bild ein Phänomen beobachtet, das bis heute noch nicht vollständig verstanden wird: Makroskopisch homogene[1] Gewebebezirke erscheinen im B-Bild nicht etwa als homogener Bezirk, repräsentiert durch eine einzelne Graustufe, sondern es ergibt sich ein sehr granulares Bild mit charakteristischen "Korngrößen" (Abb. 5-1).

Abb. 5-1: B-Bild eines Hodens. Innerhalb des Hodens (=makroskopisch homogenes Objekt) ist deutlich das typische Specklemuster zu erkennen.

Diese Erscheinung wurde "Gewebestruktur", "Gewebetextur", "akustisches Speckle" (in Anlehnung an das bekannte Phänomen des Laser-

1) "Makroskopisch homogen" heißt: Der mittlere Abstand der Streuzentren im Objekt ist kleiner als die Auflösung des Abbildungssystems, und die Streuzentren sind statistisch verteilt.

Speckle) und seit kurzem auch "akustisches Clutter" (nach dem im Radar vorhandenen Störsignal) genannt.

Dieses Phänomen regte Forschungsaktivitäten in zweierlei Richtung an: Eine Reihe wissenschaftlicher Publikationen befaßt sich mit Speckle als einer unerwünschten Eigenschaft, die das B-Bild "verrauscht" und damit die Erkennung kleiner echter Gewebsinhomogenitäten erschwert oder unmöglich macht. Somit wird eine ärztliche Diagnose auf Basis des B-Bildes u.U. schwierig oder zumindest unsicher (/98/ - /106/, /109/-/111/, /114/-/120/). Eine zweite Gruppe von Wissenschaftlern sieht Speckle als Charakeristikum des Gewebes an und versucht die statistischen Eigenschaften des Speckles für eine Gewebsdifferenzierung zu nutzen(/107/-/108/, /112/). Gerechtfertigt werden die Versuche der Gewebsdifferenzierung mittels Speckle durch die physikalische Entstehung des Phänomens: Auch makroskopisch homogenes Gewebe besitzt pro Auflösungszelle des B-Bildes viele mikroskopisch kleine akustische Streuzentren. Der eingestrahlte kohärente Puls wird an jedem dieser Partikel gestreut. Gleiche Wellenlängen des Pulses interferieren, dadurch erscheint das B-Bild granular. Da sehr viele Streuzentren zur Interferenz beitragen, kann der Gesamtprozeß am besten mit statistischen Methoden beschrieben werden.

Eine erste fundierte theoretische Beschreibung des akustischen Speckle-phänomens im B-Bild erfolgte 1978 durch BURCKHARDT (/98/). Diese Veröffentlichung beschränkt sich jedoch auf eine Statistikanalyse erster Ordnung. BURCKHARDT verwendet die von GOODMAN (/12/) zur Untersuchung von Laserspeckle eingeführten Methoden. Eine Erweiterung der Analyse auf Statistik zweiter Ordnung erfolgte 1983 durch WAGNER u.a. (/103/). Diese Autoren kommmen übereinstimmend zu folgendem, für die Praxis sehr wichtigen Ergebnis: Falls die Auflösungszelle (entspricht der Punktbildfunktion; genaue Definiton siehe unten) eines B-Scanners sehr viele Streuzentren im Gewebe einschließt, beinhalten die statistischen Eigenschaften des Speckle keine Aussagen über das Gewebe (Ausnahme: Der Mittelwert des rückgestreuten Signals ist ein Maß für die mittlere Rückstreuleistung des Gewebes), sondern ausschließlich über das verwendete B-Bild-System. Für die derzeit ver-

wendeten B-Scanner mit den nach Abb. 2-1 typischen Punktbildfunktionen ist dies für die meisten Gewebearten und Zustände offenbar der Fall (/109/), wenngleich eine ausführliche Untersuchung hierüber noch nicht bekannt wurde. Falls eine spezielle Auswertung der B-Bild-Speckle also hinsichtlich Gewebeklassifizierung sinnlos ist, so sind Methoden, die Speckle unterdrücken, hierdurch gerechtfertigt, insbesondere wenn eine Auswertung des B-Bildes durch den menschlichen Beobachter (Arzt) durch Erkennung von Konturen und Rückstreuleistungen erfolgen soll (dies ist bisher in der Praxis üblich).

Falls die Voraussetzung vieler Streuzentren pro Auflösungszelle im Objekt nicht mehr gegeben ist, gilt obige Aussage nicht mehr. Für diese Fälle und für Untersuchungen außerhalb des Fokusbereiches sei auf die Literatur /100/, /105/, /162/ und /163/ verwiesen.

Im folgenden wird die von BURCKHARDT und WAGNER u.a. verwendete Theorie zunächst für das B-Bild nachvollzogen und anschließend für die Ultraschall-Reflexions-Computer-Tomographie erweitert. Dabei stellt sich heraus, daß die Überlagerung von winkelgedrehten B-Scans im Summationsbild zu einer erheblichen Reduzierung von Speckle führt. Die anschließende inverse Filterung des Summationsbildes hebt die Specklekonturen wegen des Hochpaßcharakters des Filters wieder an.

5.1 Ein spezielles Gewebephantom ("Kretzphantom")

Bevor eine Erläuterung der Speckletheorie erfolgt, wird zunächst das Phantomobjekt beschrieben, mit welchem in diesen Abschnitt alle Versuche durchgeführt wurden. Dieses Objekt ist kommerziell von der Fa. Kretztechnik / Zipf, Österreich erhältlich, und wird deshalb im folgenden kurz als "Kretzphantom" bezeichnet. Abb. 5-2 zeigt eine Fotographie und eine Skizze des Querschnitts durch dieses Phantom. Es hat äußerlich die Form eines Zylinders, dessen dünner Mantel aus Polykarbonat besteht. Der Zylinder ist vollkommen mit Gelatine tierischen Ursprungs gefüllt. Eingelagert in der Gelatine befinden sich kleine Streuer aus Graphit mit einem mittleren Durchmesser von ca. 25 µm und

maximalen Durchmesser von 40 µm. Es wurden 50 g Graphit pro kg Gelatine verwendet. Dies führt zu einer Absorption von 0,5 dB/(cm MHz). Überschlägig läßt sich aus der Graphitzugabe eine Teilchenanzahl von 1,5 $10^6/cm^3$ ermitteln. Dies führt auf einen mittleren Teilchenabstand von 0,087 mm im Phantom. Die Teilchen sollten statistisch verteilt sein, nach Herstellerangaben ist dies fertigungsbedingt aber nicht völlig sicherzustellen. Eine ringförmige Keilstruktur innerhalb des Phantoms (Abb. 5-2b) ist völlig frei von Streuern, und nur vom Grundmaterial Gelatine ausgefüllt.

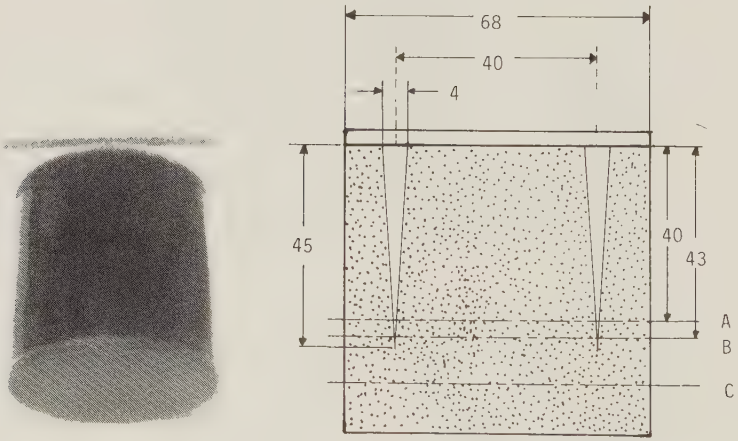


Abb. 5-2: Kretzphantom
a) Photographie
b) skizzierter Querschnitt mit eingezeichneten Schnittebenen A,B,C der Versuchsaufnahmen (siehe Abb. 5-18, 5-19).

5.2 Speckle im B-Bild: Statistik erster Ordnung

Dieser Abschnitt bef sich mit den statistischen Eigenschaften von B-Bild-Speckle an einem einzelnen Raumpunkt. Es wird angenommen, daß das verwendete akustische Signal sehr schmalbandig ist (im Grenzfall monochromatisch). Dies vereinfacht wesentlich die Analyse des Problems. Die Ergebnisse sind jedoch allgemein gültig, falls die PÜF des B-Bild-Systems einen gaußförmigen Verlauf besitzt und innerhalb der Auflösungszelle sehr viele (im Grenzfall unendlich) Streuer enthalten sind (/109/). Der Beobachtungspunkt befinde sich im Fokusbereich oder im Fernfeld der Transducer. Die Analyse erfolgt im wesentlichen nach der von GOODMAN eingeführten Theorie für Laserspeckle (/12/).

5.2.1 "Random-Walk" in der komplexen Ebene

Es sei $u(x,y,z,t)$ das analytische Signal des Druckfeldes am Beobachtungspunkt (x,y,z) zur Zeit t. Für eine monochromatische Welle ergibt sich dann

$$u(x,y,z,t) = A(x,y,z)\cdot\exp(j\omega t) \quad , \tag{5.1}$$

wobei ω die Frequenz des Schallfeldes repräsentiert und A den sogenannten Phasor des Feldes, der eine komplexe Funktion des Raumes ist:

$$A(x,y,z) = |A(x,y,z)|\cdot \exp(j\Phi(x,y,z)) \tag{5.2}$$

Die komplexe Amplitude des Druckes $A(x,y,z)$ am Beobachtungspunkt (x,y) (die z-Koordinate bleibt für die Beobachtung im B-Bild außer Betracht, da die B-Bild-Abbildung ein zweidimensionales Schnittbildverfahren darstellt) besteht nun aus der Summe der an den Streuzentren gestreuten Wellen die innerhalb der Auflösungzelle (deren Zentrum der Beobachtungspunkt (x,y) darstellt) eines B-Bildes liegen (Abb. 5-3a). Die einfallende Welle wird im Phasor nicht berücksichtigt, da im

B-Bild nur reflektierte Signale dargestellt werden. Die Auswirkungen von Vielfachreflektionen werden durch diesen Ansatz ebenfalls nicht erfaßt. Sie können jedoch im homogenen weichen Gewebe auf Grund der hohen Absorption meist vernachlässigt werden. Die Auflösungszelle sei definiert durch die -6 dB Grenze der PBF des B-Bildes und in z-Richtung ebenfalls durch die -6 dB Flächen des Druckfeldes bezogen auf das globale Maximum der PBF. Der Phasor A(x,y) wird also repräsentiert als eine Summe einer Vielzahl von Elementarphasoren:

$$A(x,y) = 1/N^{1/2} \cdot \sum_{k=1}^{N} |a_k(x,y,z)| \exp(j\Phi_k(x,y,z)) \qquad (5.3)$$

Der Vorfaktor $1/N^{1/2}$ in Gl. 5.3 stellt lediglich eine übliche Normierung dar.
Abb. 5-3b verdeutlicht die komplexe Addition der vielen elementaren Phasoren zum Gesamtphasor A.

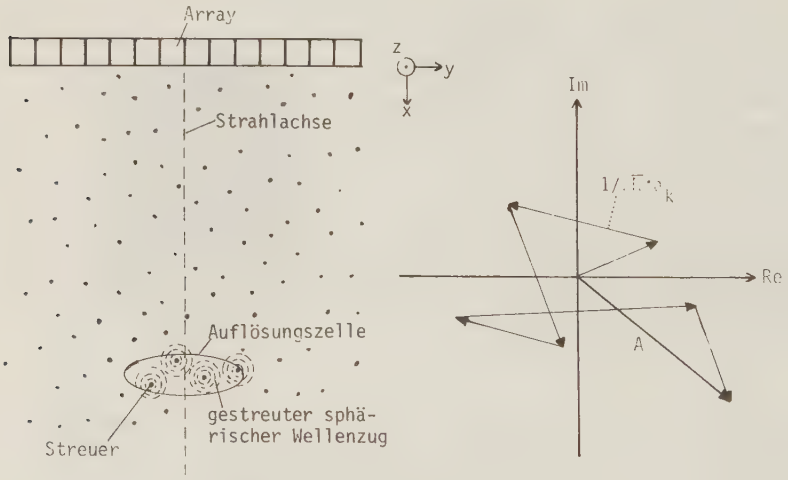


Abb. 5-3: Zur Entstehung von Speckle
a) Interferenz der gestreuten Wellenzuge in der Auflösungszelle
b) Summation der Elementarphasoren in der komplexen Ebene.

Ermittelt werden soll nun zunächst die Statistik des komplexen Feldes, da aus diesen Ergebnissen die relevanten statistischen Eigenschaften der B-Bild-Amplitude abgeleitet werden können. Dieses Problem ist identisch mit dem des "Random-Walk" in einer Ebene, das vor über 100 Jahren erstmals analysiert wurde (/159/). Die Ergebnisse mit den notwendigen Annahmen werden nochmals dargelegt.

Folgende Annahmen werden für die Elementarphasoren getroffen:

a) Die Amplitude $|a_k|/N^{1/2}$ und die Phase Φ_k des k-ten elementaren Phasors sind statistisch unabhängig, sowohl voneinander, als auch von allen anderen Amplituden und Phasen der Elementarphasoren. D.h. physikalisch, daß alle Streuzentren zueinander keine Beziehung haben, und daß die Rückstreustärke unabhängig von der Phase ist.

b) Die Phasen Φ_k sind gleichverteilt im Intervall $(-\pi,\pi)$, d.h. innerhalb einer Auflösungszelle befinden sich sehr viele Streuzentren, die alle klein gegenüber der Wellenlänge sind, und die Ausdehnung der Auflösungszelle umfaßt in jeder Richtung wenigstens eine Wellenlänge.

Mit diesen Annahmen werden nun die statistischen Eigenschaften des Real- und Imaginärteiles des resultierenden komplexen Feldes ermittelt.

5.2.2 Statistik der komplexen Feldamplitude

Real- und Imaginärteil des resultierenden Feldes ergeben sich aus Gl. 5.3 zu:

$$A_r(x,y) = \mathrm{Re}(A) = 1/N^{1/2} \sum_{k=1}^{N} |a_k(x,y,z)| \cos \Phi_k(x,y,z) \qquad (5.3a)$$

$$A_i(x,y) = \mathrm{Im}(A) = 1/N^{1/2} \sum_{k=1}^{N} |a_k(x,y,z)| \sin \Phi_k(x,y,z) \qquad (5.3b)$$

Die Erwartungswerte von A_r und A_i über ein Ensemble makrosko-

pisch ähnlicher aber mikroskopisch unterschiedlicher Volumenelemente am gleichen Beobachtungspunkt (x,y) sind:

$$\langle A_r \rangle = 1/N^{1/2} \sum_{k=1}^{N} \langle |a_k| \cos\Phi_k \rangle = 0 \qquad (5.4a)$$

$$\langle A_i \rangle = 1/N^{1/2} \sum_{k=1}^{N} \langle |a_k| \sin\Phi_k \rangle = 0 \qquad (5.4b)$$

wobei Annahme a) genutzt wurde, um über $|a_k|$ und Φ_k separat zu mitteln, und Annahme b) den Mittelwert 0 für $\langle \cos\Phi_k \rangle$ und $\langle \sin\Phi_k \rangle$ sichert. $\langle \ldots \rangle$ symbolisiert die Mittelungsoperation über ein Ensemble von Zufallsfunktionen (="Scharmittelung").

Weiter ergibt sich

$$\langle A_r^2 \rangle = 1/N \sum_{k=1}^{N} \sum_{m=1}^{N} \langle |a_k||a_m| \rangle \langle \cos\Phi_k \cos\Phi_m \rangle = 1/N \sum_{k=1}^{N} \langle |a_k|^2 \rangle /2 \qquad (5.5a)$$

$$\langle A_i^2 \rangle = 1/N \sum_{k=1}^{N} \sum_{m=1}^{N} \langle |a_k||a_m| \rangle \langle \sin\Phi_k \sin\Phi_m \rangle = 1/N \sum_{k=1}^{N} \langle |a_k|^2 \rangle /2 \qquad (5.5b)$$

$$\langle A_r A_i \rangle = 1/N \sum_{k=1}^{N} \sum_{m=1}^{N} \langle |a_k||a_m| \rangle \langle \cos\Phi_k \sin\Phi_k \rangle = 0 \,, \qquad (5.5c)$$

wobei die Tatsache genutzt wurde, daß für unabhängige und gleichverteilte Phasen gilt:

$$\langle \cos\Phi_k \cos\Phi_m \rangle = \langle \sin\Phi_k \sin\Phi_m \rangle = \begin{cases} 0{,}5 & \text{für } k=m \\ 0 & \text{für } k \neq m \end{cases} \qquad (5.6a)$$

$$\langle \cos\Phi_k \sin\Phi_k \rangle = 0 \qquad (5.6b)$$

Das heißt, daß Real- und Imaginärteil des komplexen Feldes den Erwartungswert 0 besitzen, identische Varianzen haben und nicht korreliert sind.

Es wird nun die Annahme getroffen, daß die Anzahl N der Elementarphasoren innerhalb einer Auflösungszelle außerordentlich groß ist. Die Real- und Imaginärteile des Feldes können nun als Summen einer sehr großen Anzahl unabhängiger Zufallsvariablen ausgedrückt werden. Für den Grenzfall unendlich vieler Punktstreuer in der Auflösungszelle

folgt nach dem zentralen Grenzwerttheorem (z.B. /10/ S.266) ,daß die Verbundwahrscheinlichkeitsdichtefunktion für A_r und A_i asymptotisch Gaußsche-Verteilung aufweist. Zusammen mit den Gl. (5.4) und (5.5) folgt für die Verbundwahrscheinlichkeitsdichtefunktion des Real- und Imaginärteil des Feldes:

$$p(A_r,A_i) = 1/(2\pi\sigma^2) \cdot \exp(-(A_r^2 + A_i^2)/(2\sigma^2)) \tag{5.7}$$

$$\text{mit } \sigma^2 = \lim_{N \to \infty} 1/N \sum_{k=1}^{N} <|a_k|^2>/2 \tag{5.8}$$

Eine derartige Dichtefunktion wird allgemein als zirkulare Gaußsche Dichtefunktion bezeichnet, da die Linien konstanter Wahrscheinlichkeitsdichte Kreise in der komplexen Ebene sind. Außerdem wird der Phasor A als zirkulare komplexe Gaußsche Zufallsvariable bezeichnet. σ^2 stellt ein Maß für die mittlere Rückstreuleistung des jeweiligen Objektbezirks dar.

5.2.3 Statistik der B-Bild Amplitude

Im B-Bild werden nun nicht die Phasoren direkt dargestellt, sondern eine Amplitude V, die mit den Phasoren näherungsweise wie folgt verknüpft ist:

$$V = (A_r^2 + A_i^2)^{1/2} \tag{5.9}$$

Dies liegt daran, daß im B-Bild die Einhüllende des Empfangssignals dargestellt wird (in der Praxis erfolgt eine einfache Gleichrichtung mit anschließender Tiefpaßfilterung). Die Einhüllende wiederum ist der Momentanwert der Amplitude V des Phasors, solange das Signal genügend schmalbandig ist (/20/, Kap. 9).

Es ist deshalb notwendig, aus Gl. (5.7) die Wahrscheinlichkeitsdichte für V zu berechnen. Mit der Transformation

$$A_r = V\cos\theta \tag{5.10a}$$

$$A_i = V\sin\theta \tag{5.10b}$$

folgt für Verbundwahrscheinlichkeitsdichtefunktion von Amplitude V und Phase θ:

$$p(V,\theta) = p_{r,i}(V\cos\theta,\ V\sin\theta)\cdot \|J\| \tag{5.11}$$

wobei $\|J\|$ die Jakobideterminante der Transformation darstellt:

$$\|J\| = \left\| \begin{array}{cc} \partial A_r/\partial V & \partial A_r/\partial\theta \\ \partial A_i/\partial V & \partial A_i/\partial\theta \end{array} \right\| = V \tag{5.12}$$

Daraus ergibt sich:

$$p(V,\theta) = \begin{cases} V/(2\pi\sigma^2)\cdot \exp(-V^2/(2\sigma^2)) & \text{für } V \geqslant 0 \text{ und } -\pi\leqslant\theta\leqslant\pi \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \tag{5.13}$$

Um die Wahrscheinlichkeitsdichtefunktion der Amplitude V allein zu erhalten, muß über die Phase integriert werden:

$$p(V) = \int_{-\pi}^{\pi} p(V,\theta)\, d\theta = \begin{cases} V/\sigma^2 \cdot \exp(-V^2/(2\sigma^2)) & \text{für } V \geqslant 0 \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \tag{5.14}$$

Die Funktion in Gl. (5.14) wird Rayleigh-Verteilung genannt (Abb. 5-4). Aus dieser Verteilung können nun die interessierenden Momente berechnet werden. Das n-te Moment berechnet sich allg. zu:

$$\langle V^n \rangle = \int_0^{\infty} V^n\, p(V)\, dV \tag{5.15}$$

Für die Rayleigh-Verteilung folgt damit (/10/ S.148):

$$\langle V^n \rangle = \begin{cases} (\pi/2)^{1/2} \cdot 1 \cdot 3 \cdot \ldots n \cdot \sigma^n & \text{für } n=2k \text{ ungerade} \\ 2^k \cdot k! \cdot \sigma^{2k} & \text{für } n=2k \text{ gerade} \end{cases} \qquad (5.16)$$

Daraus folgt für Erwartungswert und 2. Moment:

$$\langle V \rangle = (\pi/2)^{1/2} \cdot \sigma \qquad (5.17)$$

$$\langle V^2 \rangle = 2\sigma^2 \qquad (5.18)$$

Für die Varianz folgt daraus:

$$\mathrm{var}(V) = \langle V^2 \rangle - \langle V \rangle^2 = (2-\pi/2) \cdot \sigma^2 \qquad (5.19)$$

Definiert wird nun das Speckle-Signal-Rausch-Verhältnis SNR_o am Beobachtungspunkt (x,y). Dies ist der Erwartungswert <V> bezogen auf die Standardabweichung:

$$SNR_o = \langle V \rangle / (\mathrm{var}\ V)^{1/2} = (\pi/(4-\pi))^{1/2} = 1{,}91 \qquad (5.20)$$

Den inversen Wert von SNR_o nennt man Speckle-Kontrast. Je größer der Wert von SNR_o ist, desto weniger streut der Erwartungswert <V>, d.h. desto homogener erscheint im B-Bild ein makroskopisch homogener Objektbezirk.

Aus diesen Ergebnissen lassen sich nun folgende Schlußfolgerungen ziehen: Der Erwartungswert <V> der Amplitude V an einem Beobachtungspunkt (x_o, y_o) ist direkt proportional zur mittleren Rückstreuleistung dieses Punktes im Objekt. <V> kennzeichnet also eine Objekteigenschaft. Unabhängig vom Objekt (vorausgesetzt das Objekt besitzt sehr viele Punktstreuer pro Auflösungszelle) existiert jedoch nur ein geringer Speckle-Signal-Rausch-Abstand, d.h. die B-Bild-Amplitude V streut erheblich. Damit wird es in der Praxis schwierig, kleine Objektgebiete mit wenig geänderter Rückstreuleistung gegenüber der Umgebung im B-Bild zu erkennen.

WAGNER u.a. (/103/) überprüften diese Theorie, indem sie die Rayleigh-Verteilung mit Histogrammen der Amplitudenverteilung von gemessenen

B-Bildern eines Wasser-Gelatine-Phantoms verglichen. Das Phantomobjekt enthielt dabei durchschnittlich 38 Rückstreupartikel (Durchmesser 0,1 mm) pro Auflösungszelle. Es wurde eine sehr gute Übereinstimmung zwischen der Theorie und den Messungen am Phantom gefunden.

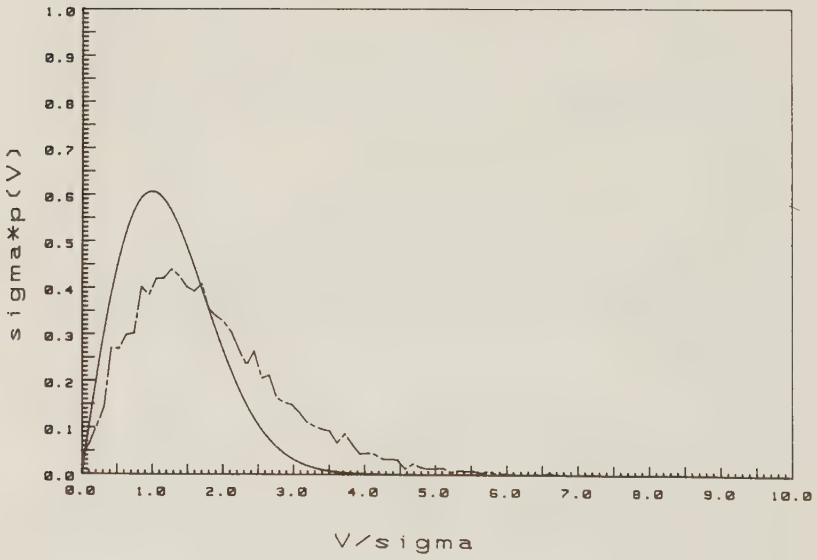


Abb. 5-4: Normierte Rayleigh-Verteilung (aus Gl. 5.14) (durchgezogen) und Mittel aus acht gemessenen B-Bild-Histogrammen (gestrichelt) vom Kretzphantom.

Im Rahmen dieser Arbeit wurden Messungen am Kretzphantom durchgeführt. Abb. 5-4 zeigt die theoretische Rayleigh-Verteilung und im Vergleich dazu das Mittel aus acht gemessenen B-Bild-Histogrammen. Es ist zu erkennen, daß der Schwerpunkt bei höheren V/σ-Werten liegt und dafür das Maximum nicht so ausgeprägt ist. Diese von der Theorie etwas abweichende Verteilung der Amplituden hat auch ein geändertes SNR_0 zur Folge. Das Mittel von SNR_0 über 64 B-Bilder vom Kretzphantom ergab sich zu 2,17 mit der Standardabweichung 0,21. Die B-Bilder wurden dabei in Schnittebenen mit makroskopisch homogenen Streuerverteilungen aufgenommen (z.B. Schnittebene C in Abb. 5-2b). Die B-Bilder waren untereinander nicht korreliert (siehe auch Abschnitt 5.5). Das kleinste gemessene SNR_0 im einzelnen B-Bild betrug 1,80, das grösste 3,21. Diese Abweichungen von der Theorie können verschiedene Ursachen haben. Es sei jedoch betont, daß ein höheres SNR_0 im B-Bild aus oben genannten Gründen nur positiv zu werten ist. Damit ein unmittelbarer Vergleich zwischen den theoretischen Ergebnissen und den Meßwerten möglich ist, wird der betrachtete statistische Prozess (im Fokusbereich) als stationär und ergodisch vorausgesetzt.

Ursachen für das höhere Speckle-Signal-Rausch-Verhältnis können sein:

a) Eine nicht völlig statistische Verteilung der Streuer im Objekt. Falls es zu - wenn auch nur kleinen - Konglomeraten der Streuer im Objekt kommt, wird die rückgestreute Welle partiell kohärent. Dadurch wird das SNR_0 wesentlich erhöht. Nach Herstellerangaben kann eine völlige statistische Verteilung der Streuer im Kretzphantom nicht sichergestellt werden.

b) Eine nicht exakte TGC-Verstärkung (TGC= "Time Gain Control" = Laufzeitabhängige Verstärkung der erfaßten Signale zur Kompensation der Absorption im Objekt). Mit dem vorhandenen B-Scanner konnte die TGC-Einstellung nur manuell nach dem gleichmäßigen Helligkeitseindruck im B-Bild eingestellt werden. Falls mit der vorgenommenen Einstellung die tatsächlich vorhandende Absorption nicht völlig richtig kompensiert wurde, wirkt sich die verbleibende Fehleinstellung als ortsvariante Verstärkung aus. Dies kann je

nach Fehleinstellung zu einer Erhöhung oder Verminderung des SNR_o führen.

c) Inwieweit die dynamische Empfangsfokussierung zu einer Änderung des SNR_o beiträgt ist nicht geklärt. Aufgrund der Wirkungsweise - zeitabhängige Verzögerung der Einzelempfangssignale - ist eine Einflußnahme jedoch denkbar.

Es sei abschließend bemerkt, daß eine zu niedrige mittlere Streueranzahl in der Auflösungszelle das SNR_o ebenfalls beeinflußt, es wird jedoch dadurch erniedrigt (/163/).

5.3 Speckle im B-Bild: Statistik 2. Ordnung

Im Abschnitt 5.2 wurden die statistischen Eigenschaften von Speckle an einem einzelnen Raumpunkt analysiert. Um Eigenschaften wie die mittlere räumliche Ausdehnung der Speckles zu erhalten, ist es jedoch nötig, die gemeinsame Statistik zweier Raumpunkte zu betrachten. Diese Analyse wurde von WAGNER u.a. (/103/) durchgeführt. Die Ergebnisse werden noch einmal dargestellt, da sie für die Analyse der Speckle im Summationsbild und gefilterten Bild benötigt werden.

Für die hier durchgeführten Betrachtungen werden zur Beschreibung die sogenannte Autokorrelationsfunktion $R_x(x_1, x_2)$ oder die Autokovarianzfunktion $C_x(x_1, x_2)$ eines Zufallsprozesses X oder deren Fouriertransformierten benötigt. Ein x_i beschreibt hier einen zweidimensionalen Koordinatenvektor. Die Autokorrelierte ist definiert als Verbundmoment der Zufallsvariablen $X(x_1)$ und $X(x_2)$:

$$R_x(x_1, x_2) = \langle X(x_1) X^*(x_2) \rangle \tag{5.21}$$

Die Autokovarianz wird durch

$$C_x(x_1,x_2) = \langle (X(x_1)-\langle X(x_1)\rangle)(X^*(x_2)-\langle X^*(x_2)\rangle)\rangle \qquad (5.22)$$

definiert. Das Symbol "*" bedeutet "komplex konjugiert". Aus der Definition folgt sofort:

$$C_x(x_1,x_2) = R_x(x_1,x_2) - \langle X(x_1)\rangle\langle X^*(x_2)\rangle \qquad (5.23)$$

Ferner gilt allgemein

$$C_x(x_1,x_1) = \mathrm{var}(x_1) \ , \qquad (5.24)$$

d.h. die Autokovarianzfunktion am Punkt x_1 entpricht der Varianz der Zufallsprozesses X am Punkt x_1.

Es wird nun im folgenden ein in /103/ eingeführtes Modell für die Gewinnung des komplexen Feldes aus den Elementarphasoren vorgestellt und anschließend die Autokovarianzfunktion des komplexen Feldes berechnet. Aus der Autokovarianzfunktion des komplexen Feldes wird dann direkt die Autokovarianzfunktion für die Amplitude V (welche im B-Bild dargestellt wird) abgeleitet. Die räumliche Ausdehnung dieser letzteren Funktion ist ein Maß für die mittlere räumliche Ausdehnung der Speckles im B-Bild.

5.3.1 Modell für das komplexe Feld und dessen Autokovarianzfunktion

Die komplexe Summation des Feldes an der Transduceroberfläche werde nun als linearer, ortsinvarianter Prozess angenommen. Es resultiert dann ein komplexer Phasor $A(x,y) = A_r(x,y)+jA_i(x,y)$, der durch Faltung der Elementarphasoren des Objekts mit der Punktbildfunktion des B-Bildes entsteht:

$$A(x,y) = \int_{-\infty}^{+\infty}\int a_p(x-x',y-y')\cdot h_b(x',y')dx'dy' = a_p(x,y)**h_b(x,y) \quad (5.25)$$

$a_p(x,y)$ repräsentiert die komplexen Elementarphasoren im Objekt und wird als Zufallsprozess aufgefaßt. $h_b(x,y)$ ist die deterministische PBF des B-Bild-Systems. $A(x,y)$ ergibt das komplexe Feld, d.h den Phasor am Ort (x,y), und ist ebenfalls ein Zufallsprozess.

Berechnet wird nun die Autokorrelierte des Prozesses $A(x,y)$:

$$R_A(x_1,y_1;x_2,y_2) = \langle A(x_1,y_1)A^*(x_2,y_2)\rangle =$$

$$= R_a(x_1,y_1;x_2,y_2)**h_b(x_1,y_1)**h_b^*(x_2,y_2) \quad (5.26)$$

mit $R_a(x_1,y_1;x_2,y_2) = \langle a_p(x_1,y_1)a_p^*(x_2,y_2)\rangle$

als Autokorrelierte der Elementarphasoren.

Es werden nun ausschließlich Objekte betrachtet, bei denen die makroskopisch auflösbare Rückstreustärke sich nur langsam gegenüber der kurzreichweitigen internen Korrelation der nichtauflösbaren Mikrostruktur ändert. In diesem Fall kann nach GOODMAN (in /12/) geschrieben werden:

$$R_a(x_1,y_1;x_2,y_2) = |a_p(x,y)|^2\, \mu_a(x,y) \quad (5.27)$$

mit $\Delta x = x_2-x_1$, $\Delta y = y_2-y_1$

μ_a beschreibt die mikroskopische Korrelation. Diese Funktion ist nur von der Differenz zweier Objektpunkte abhängig und nicht von der Absolutposition.

Nimmt man weiter an, daß das abgebildete Objekt eine homogene Verteilung von Streuern besitzt, so kann $a(x,y) = a_o$, d.h konstant gesetzt werden. $A(x,y)$ wird dadurch zu einem stationären Prozess bezüglich der 2. Ordnung, d.h. die Funktionen R_a und R_A sind nicht von Absolut-

positionen abhängig:

$$R_A = a_o^2 \cdot h_b(-\Delta x,-\Delta y) ** \mu(\Delta x,\Delta y) ** h_b^*(\Delta x,\Delta y) \qquad (5.28)$$

Gl. (5.28) laßt erkennen, daß im allg. die Autokorrelierte R_A sowohl von der Punktbildfunktion des Übertragungssystems, als auch von der Korrelation der Mikrostruktur des Objekts beeinflusst wird. Es existiert jedoch ein für die Praxis relevanter Grenzfall, der im folgenden weiter betrachtet werden soll und bei dem die Objektabhängigkeit von R_A entfällt. Falls die Mikrostruktur nicht korreliert ist, d.h. daß die kleinen Streupartikel zufällig verteilt sind, ist $\mu(\Delta x,\Delta y)$ mit der Diracdistribution identisch:

$$\mu(\Delta x,\Delta y) = \delta(\Delta x,\Delta y) \qquad (5.29)$$

Dadurch hängt R_A nur noch von Parametern des Abbildungssystems ab und enthält keinerlei Objektinformation:

$$R_A(\Delta x,\Delta y) = a_o^2 \cdot h_b(-\Delta x,-\Delta y) ** h_b^*(\Delta x,\Delta y) \qquad (5.30)$$

Da nach Gl. (5.4) der Erwartungswert von A gleich Null ist, sind ferner die Autokorrelationsfunktion R_A und die Autokovarianzfunktion C_A identisch:

$$C_A(\Delta x,\Delta y) = R_A(\Delta x,\Delta y) \qquad (5.31)$$

Im folgenden wird noch die auf $C_A(0,0)$ normierte Kovarianzfunktion benutzt:

$$k(\Delta x,\Delta y) = C_A(\Delta x,\Delta y)/C_A(0,0) \qquad (5.32)$$

5.3.2 Die Autokorrelationsfunktion der B-Bild-Amplitude

Bisher wurden die statistischen Eigenschaften des Phasors betrachtet. Da im B-Bild jedoch die Amplitude $V=(A_r^2+A_i^2)^{1/2}$ abgebildet wird, ist

eine Beziehung zwischen der Autokorrelierten des Phasors und der Autokorrelierten der B-Bildamplitude V notwendig. Nach MIDDLETON (/20/) gilt in diesem Fall für Verbundmomente der Ordnung m·n allgemein:

$$\langle V^m(x,y)V^n(x+\Delta x,y+\Delta y)\rangle = (2\sigma^2)^{(m+n)/2} \cdot \Gamma(m/2+1) \cdot \Gamma(n/2+1) \cdot \cdot {}_2F_1(-m/2,-n/2;1;|k(\Delta x,\Delta y)|^2) \qquad (5.33)$$

wobei Γ die Gammafunktion und ${}_2F_1$ eine hypergeometrische Funktion darstellt (/20/).

Falls die Punktbildfunktion $h_b(x,y)$ als gerade Funktion angenommen wird, was in der Praxis sicherlich in sehr guter Näherung zutrifft, so ergibt sich schließlich für die Autokorrelierte der Amplitude V:

$$\begin{aligned} R_V(\Delta x,\Delta y) &= \langle V(\Delta x,\Delta y)V(x+\Delta x,y+\Delta y)\rangle = \\ &- (\sigma^2\,\pi/2)\ {}_2F_1(-1/2,-1/2;1;|k(\Delta x,\Delta y)|^2) = \\ &= \sigma^2\,(2E(|k(\Delta x,\Delta y)|^2) - (1-|k(\Delta x\Delta y)|^2 \cdot K(|k(\Delta x,\Delta y)|^2)) \end{aligned} \qquad (5.34)$$

K und E definieren elliptische Integrale 1. und 2. Art (/17/). [1]

Ferner gilt für die Autokorrelierte der Intensität $I=V^2$

$$R_I(\Delta x,\Delta y) = \langle I\rangle^2\,(1+|k(\Delta x,\Delta y)|^2) \qquad (5.35)$$

Die Autokovarianzfunktion der Bildamplitude wird nach Gl. (5.23) berechnet, wobei der Erwartungswert durch Gl. (5.17) gegeben ist.

$$C_V(\Delta x,\Delta y) = R_V(\Delta x,\Delta y) - \sigma^2\cdot\pi/2 \qquad (5.36)$$

---

1) WAGNER (/103/) verwendet die Definition der elliptischen Integrale nach /160/. Hier wurde die Definition nach dem weitverbreiteten Werk /17/ zugrundegelegt. Deshalb erscheint Gl. 5.34 gegenüber der Fassung in /103/ modifiziert.

Im folgenden wird angenommen, daß sich $h_b(x,y)$ nach x und y separieren laßt (siehe auch Kap. 2), d.h.

$$h_b(x,y) = h_{bx}(x) \cdot h_{by}(y) \tag{5.37}$$

Daraus folgt, daß die Autokovarianzfunktion ebenfalls separabel ist, es können also axiale und laterale Richtung getrennt betrachtet werden:

$$C_V(\Delta x, \Delta y) = C_{Vx}(\Delta x) \cdot C_{Vy}(\Delta y) \tag{5.38}$$

Dargestellt wird im folgenden immer die normierte Autokovarianzfunktion

$$k_{Vx} = C_{Vx}(x)/C_{Vx}(0) \text{ bzw.} \tag{5.39a}$$
$$k_{Vy} = C_{Vy}(y)/C_{Vy}(0) \tag{5.39b}$$

5.3.3 Die mittlere Specklegröße im B-Bild

Um zu quantitativen Aussagen über die Specklegröße im B-Bild zu gelangen müssen für die B-Bild-PBF spezielle Funktionen eingesetzt werden. Wegen Gl. (5.37) werden axiale (x) und laterale (y) Richtung getrennt untersucht.

Entscheidend für die laterale Specklegroße ist die Transducerapertur, da diese das Fernfeld bestimmt. Für einen rechteckförmigen Strahler (der zugleich als Sender und Empfänger dient) mit Kantenlänge D in y-Richtung und Fokuslänge x_o folgt:

$$h_{by} = B \sin^2(\pi f_{oy} y)/(\pi f_{oy} y)^2 \tag{5.40}$$

mit

$$f_{oy} = D/(\lambda x_o) \tag{5.41}$$

λ bezeichnet die mittlere Wellenlänge des eingestrahlten Pulses,

B ist ein Normierungsfaktor. Für die normierte Autokovarianz des Phasors folgt daraus:

$$k_{Ay}(\Delta y) = 3/(2(\pi\Delta y)^2)\ (1-\sin(2\pi\Delta y f_{oy})/(2\pi\Delta y f_{oy})) \qquad (5.42)$$

Die normierte Autokovarianz der Amplitude k_{Vy} wurde mittels Gl. (5.34) berechnet und ist zusammen mit der Autokovarianz des Phasors k_{Ay} in Abb. 5-5b dargestellt.

Zur Ermittlung der Autokovarianzfunktion für die axiale Richtung wird angenommen, daß der eingestrahlte Puls eine gaußförmige Einhüllende besitzt. h_{bx} lautet dann:

$$h_{bx} = (2\sigma_x^2)^{-1/2} \exp(-x^2/2\sigma_x^2) \qquad (5.42)$$

Die 6 dB Ortsfrequenz-Bandbreite ergibt sich zu:

$$\Delta f_x = 0{,}375/\sigma_x \qquad (5.43)$$

Die Autokovarianzfunktion des Phasors lautet:

$$k_{Ax} = \exp(-(\Delta x)^2/4\sigma_x^2) \qquad (5.44)$$

In Abb. 5-5a werden die Autokovarianzfunktionen des Phasors und der B-Bild-Amplitude für die axiale Richtung dargestellt.

Abb. 5-17a stellt die B-Bild-PBF nach Gl. 5.40 und 5.42 dreidimensional für das spezielle Verhältnis lateraler zu axialer Auflösung $y_a/x_a=4$ dar. Die zugehörige AKVF der Amplitude ist in Abb. 5-17b dargestellt. Es ist erkennbar, daß die AKVF eine sehr ähnliche räumliche Ausdehnung, wie die B-Bild-PBF besitzt.

Um die normierten Autokovarianzfunktionen zu entnormieren müssen die Werte der Funktionen am Koordinatenursprung bekannt sein. Nach Gl. (5.16) bis (5.19) und (5.24) folgt dafür:

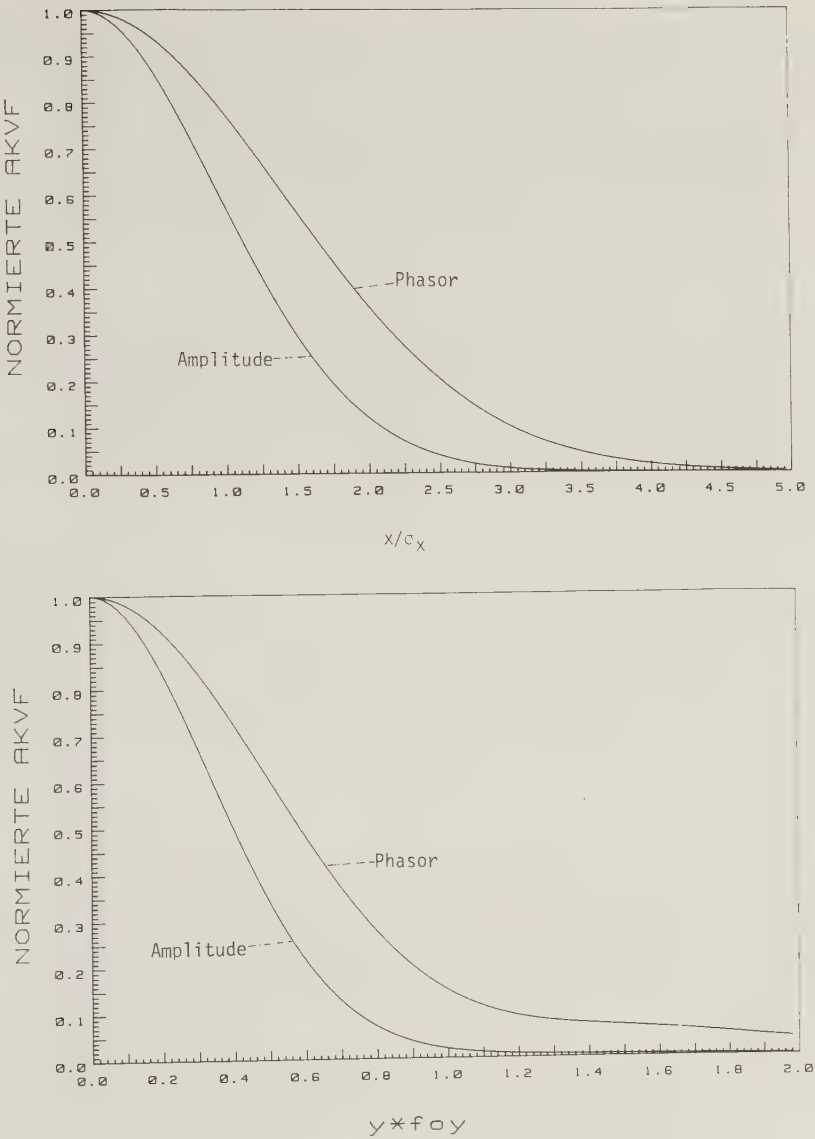


Abb. 5-5: Normierte theoretische B-Bild-Autokovarianzfunktion (Phasor und Amplitude)

a) axiale Richtung (aus Gl. 5.44, Gl. 5.34, Gl. 5.36, Gl. 5.39a)

b) laterale Richtung (aus Gl. 5.42, Gl. 5.34, Gl. 5.36, Gl. 5.39b)

$$C_V(0) = (4 - \pi)\,\sigma^2/2 \tag{5.45}$$

Es ist nun noch ein direktes Maß für die Specklegröße notwendig. GOODMAN (in /12/) definiert dieses Maß als:

$$S_C = \int_{-\infty}^{+\infty} k_X(\Delta x)\,d(\Delta x) \tag{5.46}$$

D.h. es wird die Flache der Autokovarianzfunktion berechnet und ein flächengleiches Rechteck, dessen Höhe $C_X(0)$ ist, definiert. Die Länge des Rechtecks wird dann als mittlere Specklegröße definiert. Mit dieser Definition und den in Abb. 5-4 gezeigten Autokovarianzfunktionen für die B-Bild-Amplitude folgt für die axiale Specklegröße:

$$S_{cx} = 2{,}43 \cdot \sigma_x = 0{,}91 \cdot c/\Delta f \tag{5.47}$$

c beschreibt die Schallgeschwindigkeit im untersuchten Objekt. Δf bezeichnet die 6 dB-Bandbreite die Zeitsignals.

Für die Specklegröße in lateraler Richtung gilt entsprechend:

$$S_{cy} = 0.87 \cdot \lambda\, x_o/D \tag{5.48}$$

Diese Theorie wurde am Kretzphantom mittels einiger Experimente überprüft. Dabei traten jedoch verschiedene experimentelle Schwierigkeiten auf, wie z.B. nicht exakte Dämpfungskorrektur (das oben vorgestellte Modell berücksichtigt keine Absorption im Objekt) der Empfangssignale. In weichen Gewebe tritt außerdem eine frequenzabhängige Absorption auf. Dies bedeutet, daß die Mittenfrequenz der rückgestreuten Impulse in Abhängigkeit von der Laufzeit immmer niedriger wird, und außerdem die Bandbreite der empfangenen Impulse ebenfalls mit der Laufzeit sinkt. Daraus resultiert eine kontinuierliche Specklevergrößerung sowohl in axialer wie auch in lateraler Richtung in Abhängigkeit von der Signallaufzeit. Dieser Effekt ließe sich durch

eine ortsvariante Punktbildfunktion in Gl. (5.25) berücksichtigen. Dem System wird dann abschnittsweise eine andere PBF zugeordnet, wobei innerhalb eines Abschnitts die gleichen Überlegungen wie oben gelten, sich also an der grundsätzlichen Analyse nichts ändert. Im Fokus- und Fernfeldbereich ändert sich die PBF-Funktion im allg. nur sehr langsam gegenüber ihrer eigenen Ausdehnung, d.h. in diesem Bereich ist der Abschnitt mit näherungsweise konstanter PBF groß gegenüber der z.B. 6 dB Breite der PBF. Daraus folgt, daß ein derartiger Abschnitt wegen Gl. (5.30) sehr viele Speckles enthält, die gleiche mittlere Specklegrößen besitzen. Für einen derartigen Abschnitt wird deshalb angenommen, daß der Zufallsprozess ergodisch ist, ein B-Bild-Auschnitt also repräsentativ für den Gesamtprozess an diesen Koordinatenausschnitt ist. Abb. 5-6 zeigt die theoretische AKVF für die

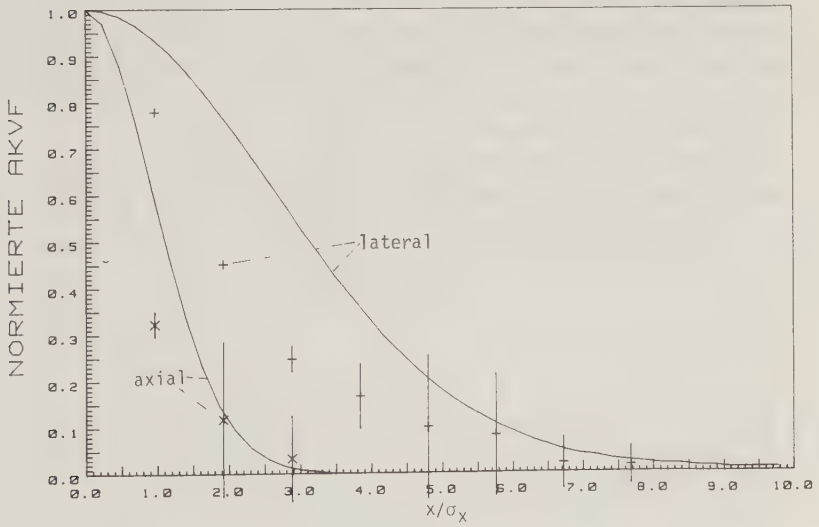


Abb. 5-6: Normierte theoretische B-Bild-AKVF (Amplitude) (Gl. 5.39, Gl. 5.36, Gl. 5.34 mit Gl. 5.42 und Gl. 5.44) für Auflösungsverhältnis $y_a/x_a=3$ und gemessene Werte (Mittelwert aus 3 Messungen $\pm$ 2 Standardabweichungen).

axiale und laterale Richtung, sowie die meßtechnisch ermittelten Werte. Die ermittelte Ausdehnung der AKVF ist hier offensichtlich geringer als theoretisch vorhergesagt. Es gibt dafür jedoch eine plausible Erklärung: Aus meßtechnischen Gründen konnte nicht ab dem Fokus ins Fernfeld gemessen werden, sondern es mußte ein Bildauschnitt ausgewertet werden, der vom Fokusbereich bis ins Nahfeld reichte. WAGNER (/103/) hatte die Möglichkeit, die AKVF für die laterale Richtung im Fernfeld zu messen, und bekam eine gute Übereinstimmung zwischen Theorie und gemessenen Werten.

5.4 Speckle im Summationsbild: Statistik 1. Ordnung

Es wird nun der im Abschnitt 3.1 beschriebene Prozess der Summation durchgeführt. Jedoch wird in diesem Kapitel nicht die idealisierende Annahme der Aufsummation unendlich vieler, jeweils um den Winkel $d\vartheta$ gedrehter B-Bilder getroffen, sondern es werden nur endlich viele, jeweils um den Winkel $\Delta\vartheta$ gedrehte B-Scans aufsummiert. Wird die B-Bild-Amplitude V_i eines B-Bildes wieder als Zufallsvariable beschrieben, so kann die Amplitude V_S des Summationsbildes dargestellt werden durch die Summation von N Zufallsvariablen V_i, wobei N die Anzahl der aufsummierten B-Bilder bezeichnet.

$$V_S = 1/N \sum_{i=1}^{N} V_i \tag{5.49}$$

Der Faktor 1/N stellt lediglich eine Normierung dar, der im Summationsbild den gleichen Erwartungswert wie im Einzel-B-Bild sicherstellt. Für den Erwartungswert $\langle V_S \rangle$ gilt allgemein:

$$\langle V_S \rangle = \langle 1/N \sum_{i=1}^{N} V_i \rangle = 1/N \sum_{i=1}^{N} \langle V_i \rangle = 1/N \cdot N \cdot \langle V \rangle = \langle V \rangle = (\pi/2)^{1/2} \sigma \tag{5.50}$$

Dabei darf die Summe der Erwartungswerte der B-Bilder durch $N \cdot \langle V \rangle$

ersetzt werden, da jedes Einzel-Bild den gleichen Erwartungswert besitzt.

Mit der Annahme, daß die N aufsummierten B-Scans nicht miteinander korreliert sind (die Gültigkeit dieser Annahme wird im nächsten Abschnitt untersucht) und alle die gleiche Varianz besitzen, folgt für die Varianz des Summationsbildes (/10/ S.246):

$$\mathrm{var}(V_S) = \mathrm{var}(V)/N = (2-\pi/2)\sigma^2/N \qquad (5.51a)$$

Die Varianz der Amplitude des Summationsbildes verhält sich also umgekehrt proportional zur Anzahl der aufsummierten B-Bilder.

Ist eine Korrelation zwischen den B-Bildern vorhanden, so wird diese im allg. durch den Korrelationsfaktor r beschrieben (Gl.5.53). Falls dann alle Korrelationsfaktoren der B-Bilder untereinander gleich sind, kann Gl. 5.51a verallgemeinert werden:

$$\mathrm{var}(V_S) = \mathrm{var}(V)/N \cdot (1 + r \cdot (N-1)) \qquad (5.51b)$$

Als Maß für die Streuung der Amplitude um den Mittelwert im Summationsbild dient wieder das Speckle-Signal-Rausch-Verhältnis. Dafür ergibt sich (für r=0) dann:

$$SNR_{oVs} = \langle V_S \rangle / (\mathrm{var}\, V_S)^{1/2} = (N\pi/(4-\pi))^{1/2} = 1{,}91\, N^{1/2} \qquad (5.52a)$$

Falls Gl. 5.51b verwendet werden muß folgt:

$$SNR_{oVs} = 1{,}91\, N^{1/2} / (1+r\cdot(N-1))^{1/2} \qquad (5.52b)$$

Speckle verhält sich im Summationsbild wie ein Rauschsignal (Im üblichen Sinn ist Speckle kein Rauschsignal. Wenn nämlich Objekt und Array fixiert bleiben, ändert sich das Specklemuster für beliebig zeitlich hintereinander aufgenommene B-Bilder nicht. Erfolgt jedoch eine Drehung des Arrays um das Objekt, erfolgt eine statistische Änderung des Specklemusters im B-Bild). Abb. 5-7 stellt Summationsbil-

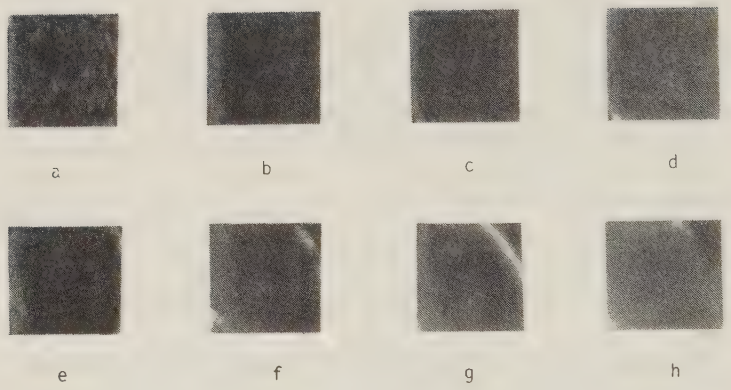


Abb. 5-7: Summationsbilder mit verschiedener Anzahl N der überlagerten, nicht korrelierten B-Bilder.

Bild-Nr.	N	SNR (Theorie)	SNR (gemessen)
a	1	1,91	2,88
b	2	2,71	3,93
c	3	3,31	4,73
d	4	3,83	5,02
e	5	4,28	6,11
f	10	6,05	7,52
g	20	8,56	8,35
h	36	11,48	10,90

Die hellen Streifen in den Bildern d bis h sind Artefakte, hervorgerufen durch Vielfachreflexionen.

der mit verschiedener Anzahl N der summierten B-Bilder dar. Als Objekt wurde das Kretzphantom verwendet. Schon bei sehr wenigen Überlagerungen ist ein subjektiv wesentlich verbesserter Bildeindruck festzustellen, d.h die Amplitudenfluktuationen werden immer geringer. Die gemessenen SNR-Werte sind den theoretischen gegenüber gestellt. Bis zu etwa 20 Überlagerungen ist das gemessene SNR-Verhältnis größer, als das theoretisch vorhergesagte. Dies liegt daran, daß bereits im einzelnen B-Bild ein höheres SNR vorliegt. Wird die Anzahl der Überlagerungen weiter vergrößert, wirkt sich die schwache Korrelation der gegeneinander verdrehten B-Bilder aus (siehe Abschnitt 5.5), so daß die SNR-Werte nach Gl. 5-52a nicht mehr erreicht werden. Mit wachsendem N kann im Summationsbild eine "mittlere Specklegröße" vom Betrachter subjektiv nicht mehr wahrgenommen werden. Im Abschnitt 5.7 wird die Analyse hierfür dennoch durchgeführt, da sie wesentlich für das invers gefilterte Bild bleibt.

5.5 Korrelation zweier gegeneinander winkelverdrehter B-Bilder

Im Abschnitt 5.3 wurde die Varianz der Amplitude des Summationsbildes hergeleitet. Dabei wurde frühzeitig vorausgesetzt, daß die aufsummierten B-Scans nicht korreliert sind. Es wird nun untersucht, um welchen Winkel $\Delta\vartheta$ zwei aufeinanderfolgende B-Bilder mindestens gedreht werden müssen, damit diese Bedingung erfüllt ist. Die statistische Abhängigkeit zweier Zufallsvariablen wird durch den Korrelationskoeffizienten r beschrieben.

$$r = (\langle V_1 V_2 \rangle - \langle V_1 \rangle \langle V_2 \rangle)/(\mathrm{var}(V_1)\ \mathrm{var}(V_2))^{1/2} \qquad (5.53)$$

BURCKHARDT (/98/) leitete mittels eines einfachen Modells (Abb. 5-8) den Korrelationskoeffizienten zweier um eine Strecke d versetzter demodulierter A-Scans her, wobei das Ergebnis unmittelbar auf B-Bilder übertragen werden kann, da diese aus versetzten A-Scans synthetisiert sind. Mit l als Transducerbreite (Für Arrays muß hier die bei einer B-Bild-Spalte aktive Transducerbreite eingesetzt werden) und x_0 als Fokuslänge des Transducers gilt für r:

$$r = \begin{cases} (1-|d|/l)^2 & \text{für } |d| \leq l \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \qquad (5.54)$$

Aus Abb. 5-8 ist zu entnehmen wie der Drehwinkel $\Delta\vartheta$ mit der Transducerverschiebung über die Fokuslänge x_o verknüpft ist (/25/ S.145):

$$d = 2x_o \sin(\Delta\vartheta/2) \qquad (5.55)$$

Der Korrelationsfaktor ist also Null, wenn der Transducer mindestens um seine eigene Breite verschoben wird. Für diesen Fall ergibt sich ein Winkel $\Delta\vartheta_o$:

$$\Delta\vartheta_o = \Delta\vartheta|_{r=0} = 2 \arcsin(l/(2x_o)) \qquad (5.56)$$

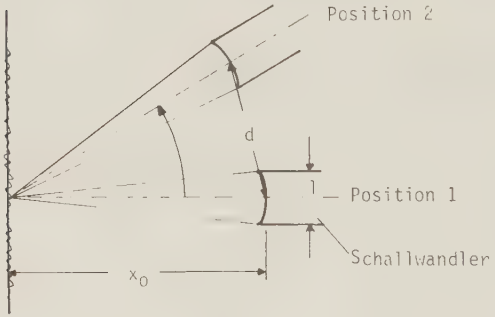


Abb. 5-8: Modell (nach BURCKHARDT) zur Berechnung des Korrelationskoeffizienten zweier um den Winkel $\Delta\vartheta$ gedrehter (demodulierter) A-Scans. Das Objekt (viele, bezogen auf die eingestrahlte Wellenlänge kleine Streukörper, die statistisch verteilt sind) befindet sich im Fokus des Schallwandlers.

In Gl. 5.56 scheint die mittlere Wellenlänge des eingestrahlten Pulses nicht einzugehen. Sie ist jedoch implizit in der Fokuslänge x_o enthalten.

GEHLBACH (/161/) schlug 1983 ein neues Modell zur Berechnung des Korrelationskoeffizienten vor. Bedauerlicherweise ist die Herleitung nicht veröffentlicht. In /117/ wird lediglich das Ergebnis zitiert:

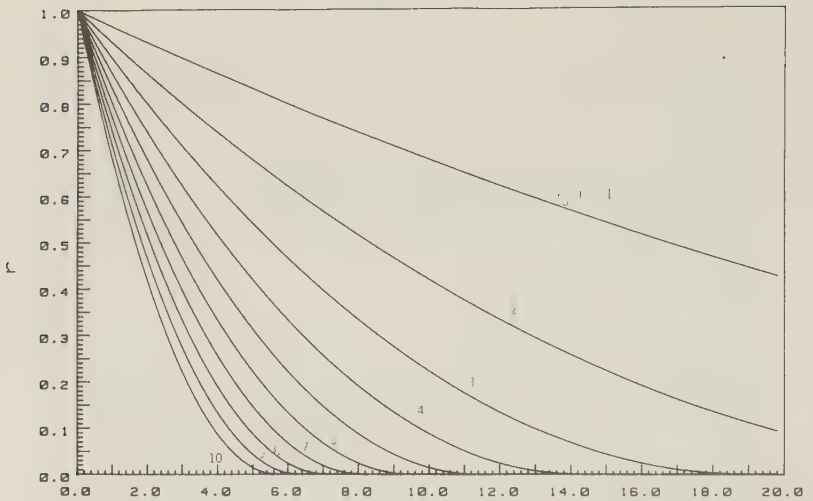
$$r = \begin{cases} (1-|d|/l)^4 & \text{für } |d| \leq l \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \qquad (5.57)$$

Demnach nimmt der Korrelationskoeffizient nicht nur mit der 2., sondern sogar zur 4. Potenz mit der Transducer-Verschiebung ab. Der Winkel $\Delta\vartheta_o$ ist jedoch auch nach dieser Theorie identisch mit $\Delta\vartheta_o$ aus Gl. (5.56). Allerdings ergibt sich dann bereits für die Transducerverschiebung d=l/2 der sehr geringe Korrelationsfaktor r=0,0625. In der Praxis würde also bereits diese kleine Verschiebung genügen, um annähernd unkorrelierte Bilder zu erhalten. Der minimale Winkelabstand beträgt hierbei:

$$\Delta\vartheta_l = \Delta\vartheta|_{r=0,0625} = 2 \arcsin(l/(4x_o)) \qquad (5.58)$$

Für verschiedene Verhältnisse der Fokuslänge x_o zur Aperturbreite l wurden in Abb. 5-9 die theoretischen Korrelationsfaktoren nach dem Modell von BURCKHARDT und GEHLBACH berechnet.

SMITH u.a. (/117/) haben den Korrelationskoeffizienten gemessen. Die Ergebnisse stützen die Theorie von GEHLBACH. Eigene Messungen sind in Abb. 5-10 dargestellt. Die Messungen wurden am Kretzphantom durchgeführt. Das eingesetzte Array verfügte über die bei einer Spalte aktive Aperturbreite l=9,86 mm und die Fokuslänge x_o=65 mm. Hierfür ist die theoretische Abhängigkeit des Korrelationsfaktors vom Drehwinkel nach Gl. (5.54) und (5.57) unter Verwendung von Gl. (5.55) eingetragen. Es ist festzustellen, daß die Korrelationsfaktoren mit dem Drehwinkel monoton abnehmen und bei etwa 6° ein ziemlich konstantes Minimum von ca. 0,08 erreichen. Die Korrelationsfaktoren neh-



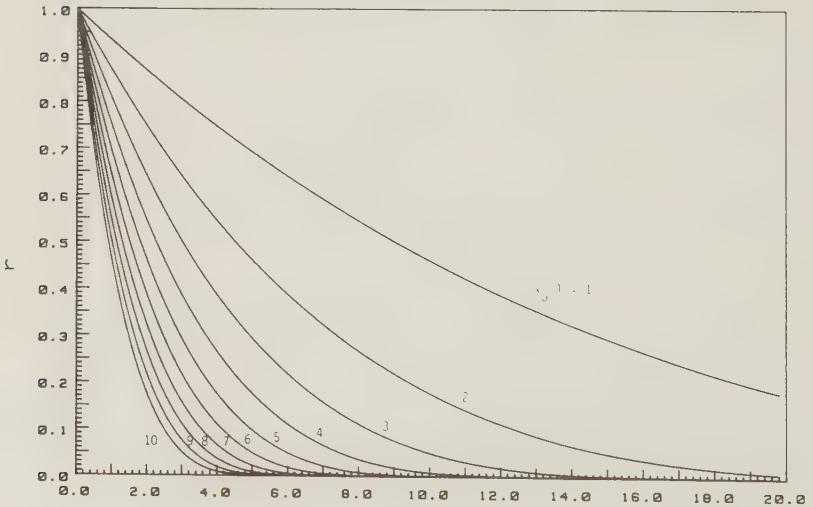


Abb. 5-9: Korrelationskoeffizient (bezüglich Speckle) zweier um den Winkel φ gedrehter B-Bilder für verschiedene Verhältnisse x_o/l

a) Modell nach BURCKHARDT /98/ (Gl. 5.54 mit Gl. 5.55)

b) Modell nach GEHLBACH /161/ (Gl. 5.57 mit Gl. 5.55)

men schneller ab, als BURCKHARDT vorhersagt, aber langsamer als es GEHLBACH prognostiziert. Für Drehwinkel größer als 10° wurde ein mittlerer Korrelationskoeffizient von 0,02 ermittelt.

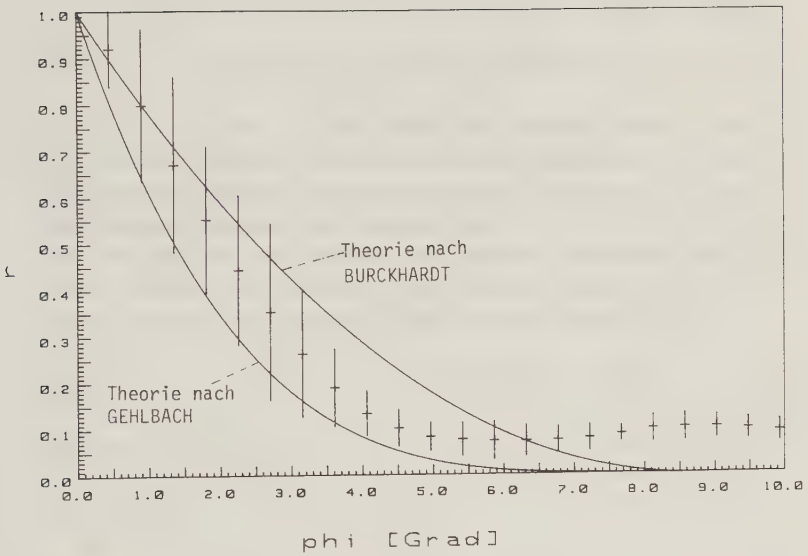


Abb. 5-10: Korrelationskoeffizient (bezüglich Speckle) zweier um den Winkel φ gedrehter B-Bilder für $x_0/l=6,6$.
Theorie nach BURCKHARDT /98/ und GEHLBACH /161/ (Gl. 5.54 bzw. Gl. 5.57 mit Gl. 5.55). Die Datenbalken entsprechen 32 Messungen am Kretzphantom. Eingetragen sind der Mittelwert $\pm$ 2 Standardabweichungen.

5.6 Specklereduzierung durch Überlagerung zweier B-Bilder mit verschiedenen Sendepulsspektren

Specklereduzierung kann nicht nur durch Überlagerung von B-Bcans, die um einen Winkel gegeneinander gedreht wurden, geschehen. Eine Specklereduzierung läßt sich auch erreichen, indem B-Bilder überlagert werden, die unterschiedliche Sendepulsspektren besitzen, aber von der gleichen Arrayposition aus aufgenommen werden (bei ebenfalls fixierten Objekt). MELTON und MAGNIN (/109/) haben den Korrelationsfaktor zwischen zwei B-Bildern vom gleichen Objekt, aber bei unterschiedlichen Sendepulsmittenfrequenzen und Pulsbandbreiten durch theoretische Untersuchungen ermittelt. Bei bekanntem Korrelationsfaktor kann dann sofort das Speckle-Signal-Rauschverhältnis angegeben werden:

$$SNR_{1+2} = 2^{1/2}\langle V\rangle/((\text{var } V)(1+r_{12}))^{1/2} \tag{5.59}$$

Dabei wird vorausgesetzt, daß der Mittelwert <V> und die Varianz var V der B-Bilder identisch sind. Mit $_1$ bzw $_2$ sind die B-Bcans indiziert. r_{12} bezeichnet den Korrelationskoeffizienten der beiden Bilder. Unter der Voraussetzung, daß die Sendepulse der beiden B-Scan-Systeme ein gaußförmiges Spektrum besitzen und innerhalb einer Auflösungszelle eines B-Bildes sehr viele Streukörper enthalten sind, gilt für den Korrelationskoeffizienten:

$$r_{12} = (2(2E(r_\alpha^2)-(1-r_\alpha^2)\cdot K(r_\alpha^2))-\pi)/(4-\pi) \tag{5.60}$$

E und K bezeichnen vollständige elliptische Integrale der 1. bzw. 2. Art (/17/ S.590)

Für r_α gilt:

$$r_\alpha = (2\Delta f_1\Delta f_2)/(\Delta f_1{}^2+\Delta f_2{}^2)\ \exp(-(f_1-f_2)^2/(\Delta f_1{}^2+\Delta f_2{}^2)) \tag{5.61}$$

Δf_1 und Δf_2 bezeichnen die 6-dB-Bandbreiten der Sendepulse vom B-Bild 1 bzw. 2, f_1 und f_2 die jeweiligen Mittenfrequenzen. Die Korrelation

nimmt also ab, je mehr sich das Verhältnis der Bandbreiten von 1 unterscheidet, und je größer der Abstand der Mittenfrequenzen ist.

Durch Gleichsetzen der Korrelationskoeffizienten r (Gl. 5.54 bzw. 5.57) und r_{12} (Gl. 5.60) ist es also möglich, als Äquivalent eines bestimmten Drehwinkels ein bestimmtes Bandbreitenverhältnis und/oder eine Mittenfrequenzdifferenz zu erhalten. Es ist jedoch zu beachten, daß der Korrelationskoeffizient r=0 bei einem (üblicherweise kleinen) endlichen Winkel $\Delta\vartheta_o$ erreicht wird. r_{12}=0 wird dagegen nur als Grenzfall erreicht: Entweder muß die Differenz der Mittenfrequenzen gegen unendlich gehen, oder eine Bandbreite gleich Null sein, d.h. ein B-Bcan wäre ohne axiale Auflösung. Ferner gilt diese Äquivalenz nur bezüglich der Statistik 1. Ordnung.

5.7 Speckle im Summationsbild: Statistik 2. Ordnung

Im folgenden wird die mittlere Specklegröße im Summationsbild errechnet. Als Maß dient die Autokovarianzfunktion der Amplitude des Summationsbildes C_{V_S}. Um das Summationsbild zu erhalten, werden N+1 B-Bilder, die jeweils um den Winkel $\Delta\vartheta$ gegeneinander gedreht sind, unter Berücksichtigung ihres Aspektwinkels aufsummiert (siehe Abschnitt 3). Die Amplitude des Summationsbildes wird als Zufallsprozess aufgefaßt, und als Summe der Amplitude der Einzel-B-Bilder dargestellt:

$$V_S(x,y) = 1/M \sum_{i=0}^{N} V_i(x\cos(i\Delta\vartheta)+y\sin(i\Delta\vartheta),\ -x\sin(i\Delta\vartheta)+y\cos(i\Delta\vartheta)) \quad (5.62)$$

mit M=N+1

Für die Autokovarianzfunktion des Summationsbildes gilt dann allgemein:

$$C_{V_S} = 1/M^2 \sum_{i=0}^{N}\sum_{j=0}^{N} C_{V_iV_j} = 1/M^2 \sum_{i=0}^{N} C_{V_iV_i} + 1/M^2 \sum_{\substack{i=0\\ i\neq j}}^{N}\sum_{j=0}^{N} C_{V_iV_j} \quad (5.63)$$

Dies folgt unmittelbar aus der Grunddefinition der Autokovarianzfunktion Gl. (5.22). Die Autokovarianz der Amplitude des Summationsbildes setzt sich also zusammen aus der Summe aller Autokovarianzen und Kreuzkovarianzen der Amplituden der Einzel-B-Bilder.

Es wird nun vorausgesetzt, daß die B-Bilder nicht korreliert sind. Dann gilt allgemein (/10/ S.298):

$$C_{V_i V_j} = 0 \quad \text{für } i \neq j \tag{5.64}$$

d.h. die Kreuzkovarianzen der B-Bilder sind alle identisch Null. Mit der bereits im Abschnitt 5.2 getroffenen Annahme eines makroskopisch homogenen und mikroskopisch nicht korrelierten Objektes ist sofort zu sehen, daß alle Autokovarianzen der Amplitude V_i der B-Bilder bis auf eine Drehung um den Winkel $i \cdot \Delta\vartheta$ identisch sind. Für die Autokovarianz des Summationsbildes folgt damit:

$$C_{V_S}(x,y) = 1/M^2 \sum_{i=0}^{N} C_V(x \cos(i\Delta\vartheta)+y \sin(i\Delta\vartheta),\ -x \sin(i\Delta\vartheta)+y \cos(i\Delta\vartheta)) \tag{5.65}$$

mit C_V als Autokovarianz der Amplitude V des Einzel-B-Bildes nach Gl. (5.36). Durch Einsetzen der normierten Autokovarianzfunktion

$$k_{V_S} = C_{V_S}(x,y)/C_{V_S}(0,0) \tag{5.66}$$

in Gl. (5.46) wird die mittlere Specklegröße ermittelt, wobei diese im allg. in jede radiale Richtung unterschiedlich sein kann. Ermittelt wird dann die minimale und maximale Specklegröße. Die Größen sind abhängig von der Anzahl der aufsummierten B-Scans M, vom Winkel und von der Beziehung zwischen lateraler und axialer Autokovarianzfunktion des Einzel-B-Bildes. Sie können also nur bei Vorgabe konkreter Werte bzw. Funktionen explizit berechnet werden. Für einige praktisch wichtige Konstellationen wurde die Berechnung durchgeführt. Vorgegeben wurde hier die B-Bild-PBF nach Gl. 5.40 und Gl. 5.42 so-

wie das -6 dB-Auflösungsverhältnis y_a/x_a für diese Gleichungen. Auf diese Weise erhält man eine Beziehung zwischen σ_x und f_{oy}

$$\sigma_x \cdot f_{oy} = 0{,}3761/(y_a/x_a) \quad , \tag{5.67}$$

so daß die Summations-AKVF in beiden Koordinatenrichtungen (x,y) mit einem dieser Parameter skaliert werden kann.

Für $y_a/x_a=4$ wurde in Abb. 5-17c die Summations-AKVF für 90° Winkelbereich (N=10) und in Abb. 5-17e für 350° Winkelbereich (N=36) dreidimensional dargestellt.

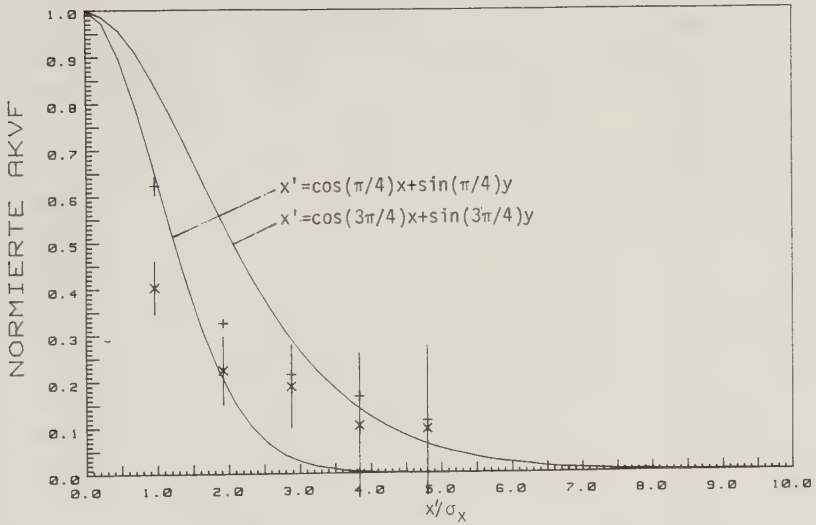


Abb. 5-11: Normierte AKVF des Summationsbildes für das B-Bild-Auflösungsverhältnis $y_a/x_a=3$ (Gl. 5.66). Der Winkelbereich beträgt 90°, überlagert sind 10 B-Scans. Berechnet wurden die normierten AKVF's für die Richtungen der maximalen und minimalen Specklegröße. Den Datenbalken entsprechen Messungen am Kretzphantom. Aufgetragen sind der Mittelwert aus 3 Messungen $\pm$ 2 Standardabweichungen.

Unabhängig von der Vorgabe konkreter Werte können einige qualitative Aussagen getroffen werden.

So kann zunächst aus Abb. 5-17a und Abb. 5-17b geschlossen werden, daß die Autokovarianzfunktion der Amplitude im B-Bild in Form und Ausdehnung näherungsweise gleich der PBF des B-Bildes ist, die mittlere Specklegröße also immer ungefähr gleich der räumlichen Ausdehnung der B-Bild-PBF ist.

Aus Gl. (5.65) und der Tatsache, daß sich die PBF des Summationsbildes ebenfalls durch Aufsummation der gedrehten B-Bild-PBF's ergibt (Gl. (3.4)) folgt die gleiche qualitative Aussage auch für das Summationsbild: Die mittlere Form und Größe der Speckles im Summationsbild ist ähnlich der räumlichen Ausdehnung der PBF des Summationsbildes.

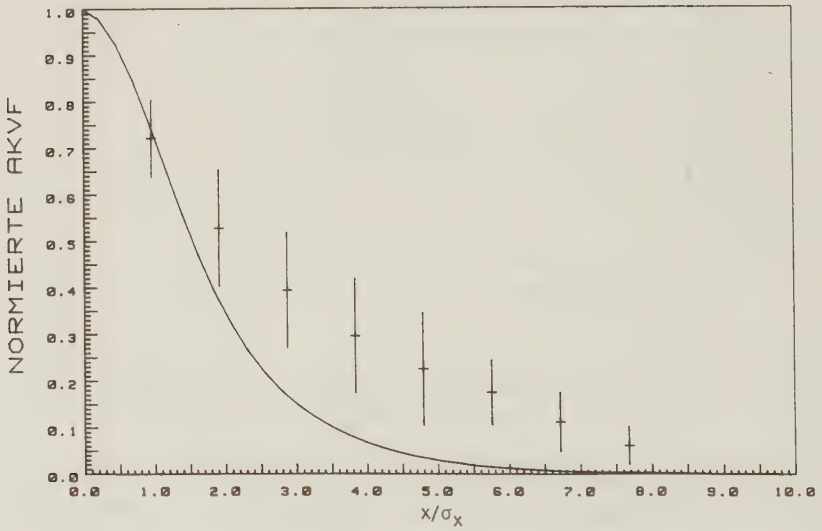


Abb. 5-12: Normierte AKVF des Summationsbildes für das B-Bild-Auflosungsverhältnis $y_a/x_a=3$ (Gl. 5.66). Der Winkelbereich beträgt 350°, Überlagert sind 36 B-Scans. Den Datenbalken entsprechen Messungen am Kretzphantom. Aufgetragen sind der Mittelwert aus 3 Messungen $\pm$ 2 Standardabweichungen.

Gilt $N \cdot \Delta\vartheta \approx 180°$ oder $N \cdot \Delta\vartheta \approx 360°$ und erfolgt die Abtastung in Winkelrichtung mit einem genügend kleinen $\Delta\vartheta$, so sind die Speckles im Summationsbild im Mittel näherungsweise rotationssymmetrisch (Abb. 5-17e).

Für y_a/x_a=3, 4 und 5 wurde in Abb. 5-15 die Summations-AKVF für die Richtungen der maximalen und minimalen Specklegröße bei 90° Winkelbereich (N=10) ermittelt, sowie für die gleichen Auflösungsverhaltnisse für 350° Winkelbereich (N=36) in Abb. 5-16.

Ausgehend von diesen AKVF's konnten auch die mittleren Specklegrößen nach Gl. 5.46 ermittelt werden (Tabelle 5-1).

y_a/x_a	Winkelbereich (Grad)	maximale Speckle-größe	minimale Speckle-größe	Einheit
5	90	6.02	2.84	x_a
4	90	5.61	2.83	x_a
3	90	4.87	2.80	x_a
5	350	4.57	4.57	x_a
4	350	4.26	4.26	x_a
3	350	3.85	3.85	x_a

Tabelle 5-1: Mittlere Specklegroßen für verschieden Winkelbereiche und B-Bild-Auflösungsverhältnisse y_a/x_a

Die theoretischen Autokovarianzfunktionen werden in Abb. 5-11 und 5-12 mit gemessenen Werten am Kretzphantom verglichen. Für den Winkelbereich 90° nehmen die gemessenen AKVF's etwas schneller ab als nach der Theorie. Hier gilt jedoch die gleich Bemerkung wie zu Abb. 5-6: Aus meßtechnischen Grunden konnte nicht der Fokusbereich zur Ermittlung der AKVF herangezogen werden, sondern es mußte ein Bildausschnitt vom Fokusbereich bis ins Nahfeld genutzt werden. In diesem Bereich sind die

Speckles im Mittel kleiner. Abb. 5-12 zeigt die Ergebnisse für 350° Winkelbereich. Hier sind die gemessenen Speckles im Mittel etwas grösser als vorhergesagt. Auch dies kann auf die Messung zurückgeführt werden: Da nicht der unmittelbare Fokusbereich (der in der im Kap. 6 beschriebenen Laboranlage mit der Drehachse der Koordinatensysteme zusammenfällt) ausgewertet werden konnte, sondern ein zur Drehachse asymmetrisch gelegener Bildbereich erfaßt wurde, überlagerten sich im wesentlichen B-Bildausschnitte aus dem Fernfeld. In diesem Bereich sind die Speckles im Mittel etwas größer als im Fokus.

5.8 Speckle im gefilterten Bild: Statistik 1. Ordnung

Das rekonstruierte Bild ergibt sich aus dem Summationsbild durch inverse Filterung (Gl. 3.14) mit dem inversen Filter H_i nach Gl. (3.13). Diese Filterung stellt ein ortsinvariantes lineares System dar. Für derartige Systeme können bei stationärem, stochastischen Eingangssignal der Erwartungswert, die Varianz, und die Autokovarianzfunktion am Ausgang einfach berechnet werden, wenn die entsprechenden Werte am Eingang bekannt sind (siehe z.B. in /22/). Das inverse Filter wird im Ortsbereich durch $h_i(x,y)$ und im Ortsfrequenzbereich durch $H_i(\omega_x,\omega_y)$ beschrieben (siehe Abschnitt 3). Für den Erwartungswert im gefilterten Bild folgt dann:

$$\langle V_i \rangle = H_i(0,0) \cdot \langle V_s \rangle \qquad (5.68)$$

Der Erwartungswert im gefilterten Bild soll nun immer mit dem Erwartungswert im Summationsbild übereinstimmen, da auch im gefilterten Bild der Erwartungswert unmittelbar das Maß für die mittlere Rückstreuleistung des Objekts bleiben soll. H_i ist also immer so zu normieren, daß gilt:

$$H_i(0,0) = 1 \qquad (5.69)$$

In diesem Fall sind dann die Erwartungswerte im B-Bild, im Summationsbild und im gefilterten Bild gleich.

Für die Varianz im gefilterten Bild gilt:

$$\text{var } V_i = C_{Vi}(0,0) = 1/(4\pi^2) \int\int_{-\infty}^{+\infty} T_{Vs}(\omega_x,\omega_y) \cdot |H_i(\omega_x,\omega_y)|^2 \, d\omega_x d\omega_y \qquad (5.70)$$

mit T_{Vs} als Leistungsdichtespektrum der Amplitude des Summationsbildes (=Fouriertransformierte der Autokovarianzfunktion des Summationsbildes). Die Varianz des gefilterten Bildes ist jetzt sowohl vom vollständigen Leistungsdichtespektrum der Amplitude des Summationsbildes abhängig, als auch vom Betragsquadrat der Übertragungsfunktion des inversen Filters. Explizit kann sie also nur bei Einsetzen von speziellen Funktionen in Gl. (5.70) angegeben werden.

Es kann jedoch allgemein eine (hinreichende aber nicht notwendige) Bedingung angegeben werden, wann die Varianz im gefilterten Bild größer ist als im Summationsbild. Aus Gl. (5.70) ist zunächst ersichtlich, daß für die Forderung $\text{var}(V_s) \leq \text{var}(V_i)$ äquivalent auch

$$\int\int_{-\infty}^{+\infty} T_{Vs} \, d\omega_x d\omega_y \overset{!}{\leq} \int\int_{-\infty}^{+\infty} T_{Vs} \cdot |H_i|^2 d\omega_x \omega_y \qquad (5.71)$$

geschrieben werden kann. Da T_{Vs} immer eine nichtnegative Funktion ist, ist diese Ungleichung sicher immer dann erfüllt, wenn gilt:

$$|H_i|^2 \geq 1 \quad \text{für alle } T_{Vs}(\omega_x,\omega_y) > 0 \qquad (5.72)$$

Ungleichung (5.72) ist für $H_i = 1/H_s$ mit der Normierung Gl. (5.69) und der Nebenbedingung $\max(H_s) = H_s(0,0)$ immer erfüllt.

In der Praxis ist die Bedingung in Gl. (5.71) im allg. erfüllt, denn wegen Gl. (5.69) und dem Hochpaßcharakter von H_i bis in die Nähe der Grenzfrequenz (Abb. 3-3) ist das Integral auf der rechten Seite der

Ungleichung (5.71) meist größer als das Integral auf der linken Seite.

Um explizite Werte für die Varianz zu erhalten, wurde Gl. 5.70 ausgewertet, wobei für H_j die in Abschnitt 3 abgeleiteten Filter mit der Truncated-Bessel-Funktion als Fensterfunktion eingesetzt wurden (mit ε=0,005). Tabelle 5-2 gibt die berechneten Varianzen und damit ermittelte SNR-Werte wieder.

y_a/x_a	Winkelbereich	N	Varianz	SNR
5	350°	36	0,340 σ^2	2,14
5	90°	10	0,069 σ^2	4,78
4	350°	36	0,305 σ^2	2,26
4	90°	10	0,053 σ^2	5,45
3	350°	36	0,163 σ^2	3,10
3	90°	10	0,008 σ^2	13,89

Tabelle 5-2: Theoretische Varianzen und Speckle-Signal-Rauschverhältnisse im gefilterten Bild, für verschiedene B-Bild-Auflösungsverhältnisse y_a/x_a und Winkelbereiche.
(N = Anzahl der überlagerten B-Bilder im Summationsbild)

Wie zu erwarten sind die SNR-Werte für 350° Winkelbereich wesentlich niedriger als im Summationsbild. Für 90° Winkelbereich dagegen ist vor allem der sehr hohe SNR-Wert für y_a/x_a=3 überrraschend. Dies rührt jedoch daher, daß für den eingesetzten ε-Wert im inversen Filter dieses in ω_w-Koordinatenrichtung (siehe Abschnitt 3) als Tiefpaß wirkt, d.h. zu einer Auflösungsverminderung führt. Dadurch erhöht sich der SNR-Wert. Es ist anzumerken, daß diese SNR-Werte sehr stark von T_{VS}, H_j und in diesem Zusammehang von dem eingesetzten ε-Wert abhängen. Messungen am Kretzphantom ergaben für 350°-Winkelbereich (N=36) SNR-Werte im gefilterten Bild zwischen 4 und 7,9 und für 90°-Winkelbereich (N=10) Werte zwischen 1,5 und 4,5.

5.9 Speckle im gefilterten Bild: Statistik 2. Ordnung

Die Autokovarianzfunktion der Amplitude V im gefilterten Bild erhält man direkt durch die Autokovarianzfunktion bzw. deren Fouriertransformierte des Summationsbildes und dem Betragsquadrat der Übertragungsfunktion des inversen Filters:

$$C_{Vi} = F^{-1}\{T_{VS}(\omega_x,\omega_y)\cdot|H_i(\omega_x,\omega_y)|^2\} \qquad (5.73)$$

Durch Einsetzen eines inversen Filters H_1, das aus den inversen Übertragungsfunktionen nach den B-Bild-PBF's Gl. 5.40 und 5.42 und

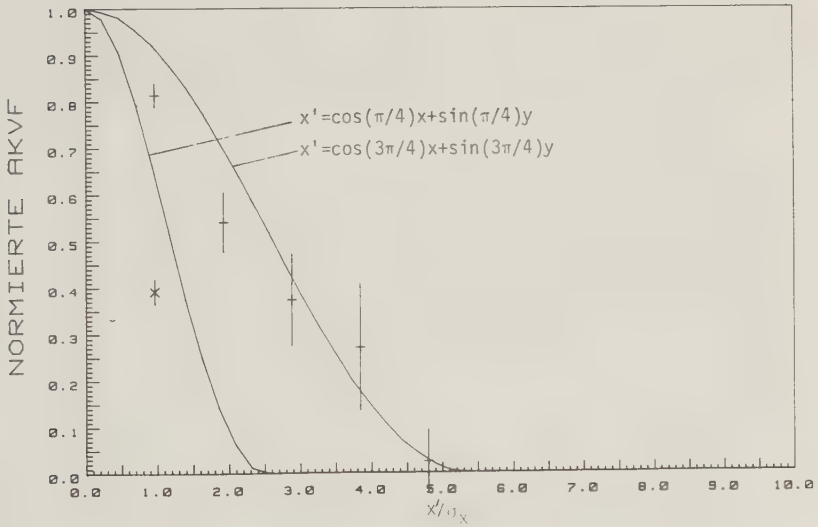


Abb. 5-13: Normierte AKVF des gefilterten Bildes für das B-Bild-Auflösungsverhältnis $y_a/x_a=3$ (Gl. 5.73). Der Winkelbereich beträgt 90°, überlagert sind 10 B-Scans. Berechnet wurden die normierten AKVF's für die Richtungen der maximalen und minimalen Specklegröße. Den Datenbalken entsprechen Messungen am Kretzphantom. Aufgetragen sind der Mittelwert aus 3 Messungen ± 2 Standardabweichungen.

anschließenden Summationsprozess ermittelt wurde (als Fensterfunktion wurde die Truncated-Bessel-Funktion verwendet; ε=0,005), und Ermittlung von T_{VS} aus C_{VS} wurde Gl. 5.73 für verschiedene Winkelbereiche und B-Bild-Auflösungsverhältnisse y_a/x_a ausgewertet.

Abb. 5-17d und 5-17f stellt die normierte AKVF des gefilterten Bildes für y_a/x_a=4 und 90° bzw. 350° Winkelbereich dreidimensional dar.

Für y_a/x_a=3, 4 und 5 wurde in Abb. 5-15 die normierte AKVF des gefilterten Bildes für die Richtungen der maximalen und minimalen Speckle-größe bei 90° Winkelbereich (N=10) ermittelt, sowie für die gleichen Auflösungsverhältnisse für 350° Winkelbereich (N=36) in Abb. 5-16.

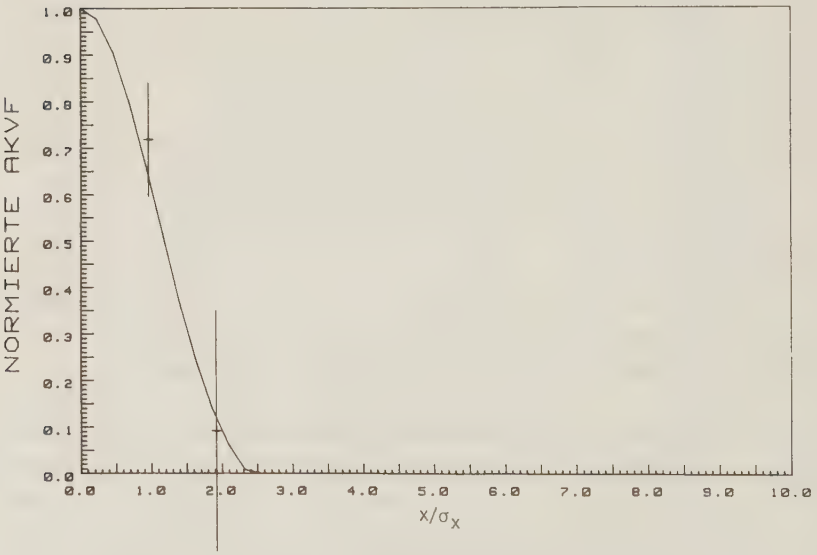


Abb. 5-14: Normierte AKVF des gefilterten Bildes für das B-Bild-Auflösungsverhältnis y_a/x_a=3 (Gl. 5.73). Der Winkelbereich beträgt 350°, überlagert wurden 36 B-Scans. Den Datenbalken entsprechen Messungen am Kretzphantom. Aufgetragen ist der Mittelwert aus 3 Messungen $\pm$ 2 Standardabweichungen.

Ausgehend von diesen AKVF's konnten auch die mittleren Specklegrößen im gefilterten Bild nach Gl. 5.46 ermittelt werden (Tabelle 5-3).

y_a/x_a	Winkel-bereich (Grad)	maximale Speckle-größe	minimale Speckle-größe	Einheit
5	90	8,43	2,59	σ_x
4	90	9,26	2,52	σ_x
3	90	5,51	2,53	σ_x
5	350	2,78	2,78	σ_x
4	350	2,77	2,77	σ_x
3	350	2,53	2,53	σ_x

Tabelle 5-3: Mittlere Specklegrößen im gefilterten Bild für verschiedeWinkelbereiche und B-Bild-Auflösungsverhältnisse y_a/x_a.

Die theoretischen Werte der AKVF's im gefilterten Bild werden in Abb. 5-13 und 5-14 mit Messungen verglichen, die am Kretzphantom durchgeführt wurden. Sowohl für 90°-Winkelbereich (Abb. 5-13), wie auch für 350-Grad-Winkelbereich (Abb. 5-14) ist die Übereinstimmung erstaunlich gut, obwohl hinsichtlich der Messung die gleichen Einschränkungen wie beim Summationsbild (Abschnitt 5.7) zu machen sind.

Zur Verdeutlichung, welche optische Wirkung bezüglich Speckle im Summationsbild und gefilterten Bild erzielt wird, sind in Abb. 5-18 verschiedene Aufnahmen vom Kretzphantom abgebildet. In den Summationsbildern ist deutlich das verbesserte Speckle-Signal-Rauschverhältnis gegenüber dem B-Bild zu erkennen, wobei zusätzlich vor allem im Summationsbild mit 350° Winkelbereich eine mittlere Specklegröße kaum mehr zu erkennen ist. Die gefilterten Bilder heben den Speckle-konstrast wieder an. Auch die Specklekontur wird gegenüber dem B-Bild wesentlich verändert.

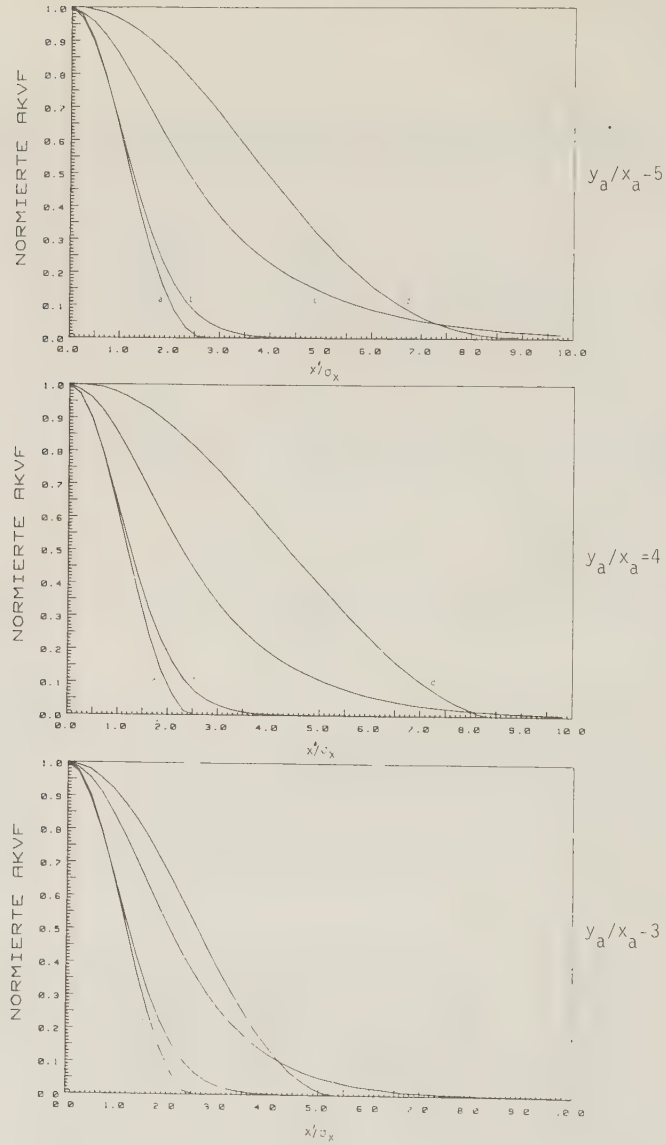


Abb. 5-15: Normierte AKVF's des Summationsbildes (Graphen b+c) (Gl. 5.66) und des gefilterten Bildes (Graphen a+d) (Gl. 5.73) für 90° Winkelbereich. Überlagert wurden 10 B-Scans. Berechnet wurden die normierten AKVF's für verschiedene B-Bild-Auflösungsverhältnisse y_a/x_a. Aufgetragen sind die normierten AKVF's jeweils für die Richtungen der maximalen (Graphen c+d) und minimalen Specklegröße (Graphen a+b).

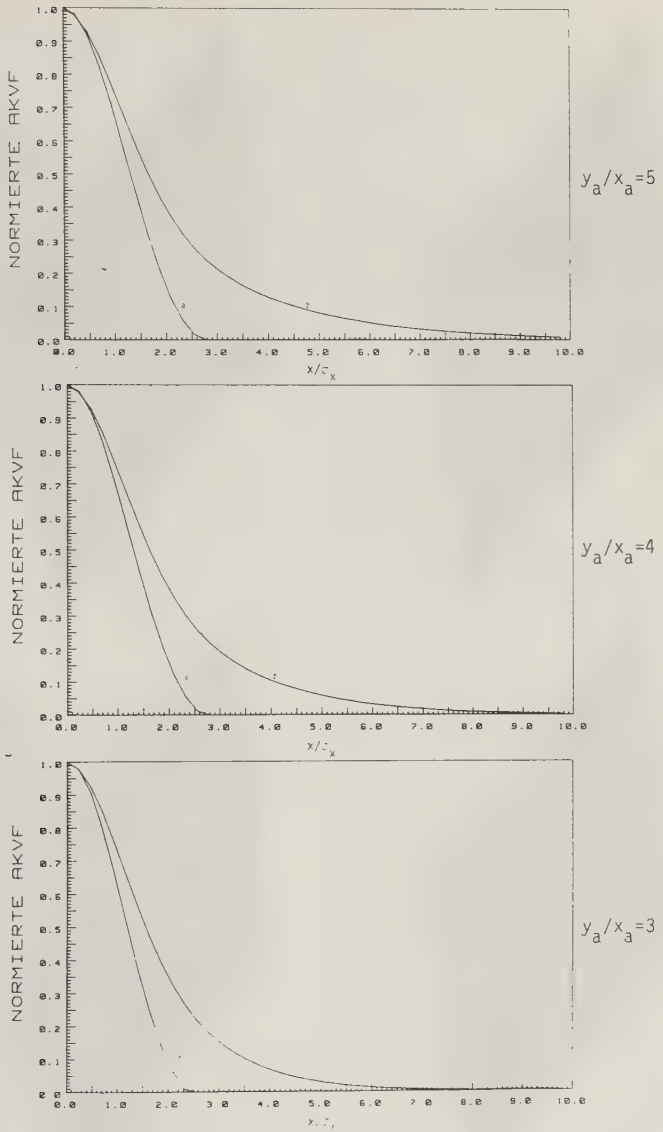
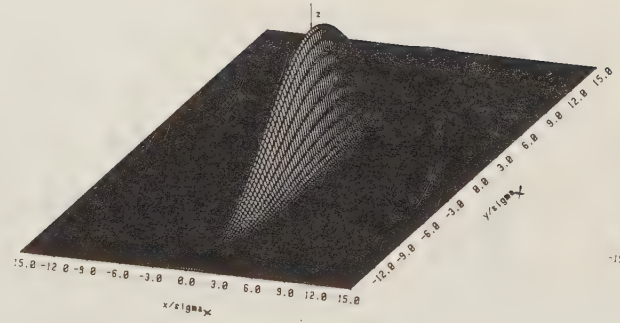
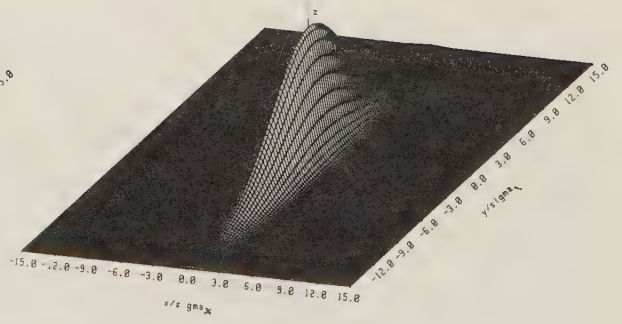


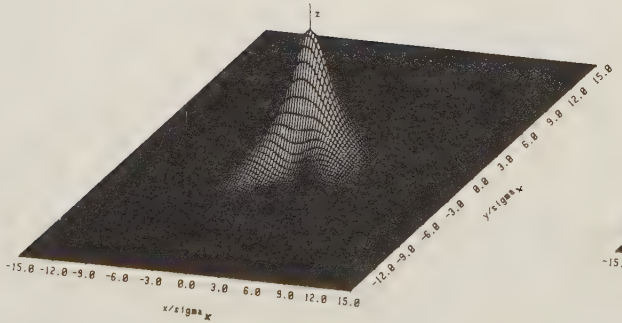
Abb. 5-16: Normierte AKVF's des Summationsbildes (Graphen b) (Gl. 5.66) und des gefilterten Bildes (Graphen a) (Gl. 5.73) für 350° Winkelbereich. Überlagert wurden 36 B-Scans. Berechnet wurden die AKVF's für verschiedene B-Bild-Auflösungsverhältnisse y_a/x_a.


z
-15.0 -12.0 -9.0 -6.0 -3.0 0.0 3.0 6.0 9.0 12.0 15.0
x/sigma_x
-12.0 -9.0 -6.0 -3.0 0.0 3.0 6.0 9.0 12.0 15.0
y/sigma_y

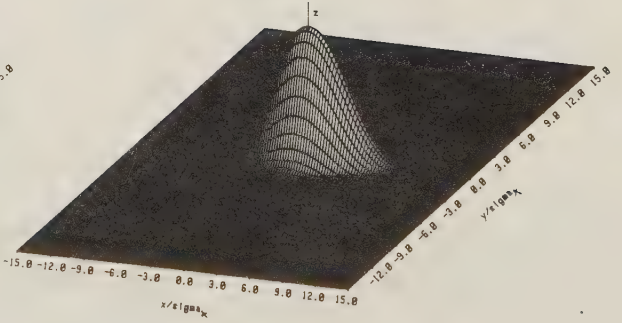
a


z
-15.0 -12.0 -9.0 -6.0 -3.0 0.0 3.0 6.0 9.0 12.0 15.0
x/sigma_x
-12.0 -9.0 -6.0 -3.0 0.0 3.0 6.0 9.0 12.0 15.0
y/sigma_y

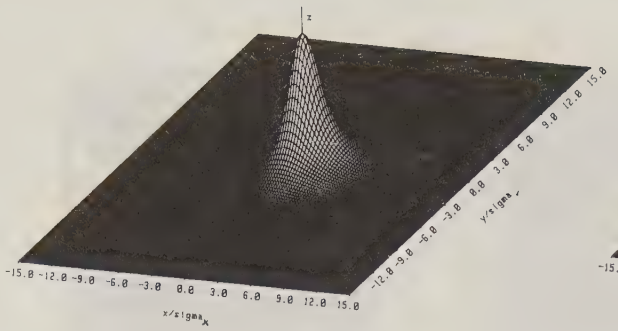
b


z
-15.0 -12.0 -9.0 -6.0 -3.0 0.0 3.0 6.0 9.0 12.0 15.0
x/sigma_x
-12.0 -9.0 -6.0 -3.0 0.0 3.0 6.0 9.0 12.0 15.0
y/sigma_y

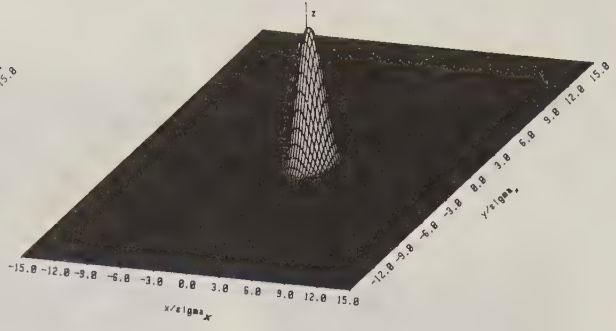
c


z
-15.0 -12.0 -9.0 -6.0 -3.0 0.0 3.0 6.0 9.0 12.0 15.0
x/sigma_x
-12.0 -9.0 -6.0 -3.0 0.0 3.0 6.0 9.0 12.0 15.0
y/sigma_y

d



e



f

Abb. 5-17: Dreidimensionale Darstellung der Autokovarianzfunktionen

a) B-Bild-Punktbildfunktion nach Gl. 5.40 und Gl. 5.42 für $y_a/x_a=4$

b) B-Bild AKVF zu a) (Gl. 5.34 mit Gl. 5.42 und Gl. 5.44)

c) AKVF des Summationsbildes, Winkelbereich 90°, 10 B-Bilder überlagert (aus Gl. 5.66)

d) AKVF des gefilterten Bildes, Winkelbereich 90°, 10 B-Bilder überlagert (aus Gl. 5.73)

e) AKVF des Summationsbildes, Winkelbereich 350°, 36 B-Bilder überlagert (aus Gl. 5.66)

f) AKVF des gefilterten Bildes, Winkelbereich 350°, 36 B-Bilder überlagert (aus Gl. 5.73)

a

b

c

d

e

Abb. 5-18: Erläuterung siehe nächste Seite

Abb. 5-18: Aufnahmen vom Kretzphantom zur Veranschaulichung von Speckle (Schnittebene C nach Abb. 5-2)

a) B-Bild
b) Summationsbild, Winkelbereich 90°, 10 B-Bilder überlagert
c) gefiltertes Bild zu b)
d) Summationsbild, Winkelbereich 350°, 36 B-Scans überlagert
e) gefiltertes Bild zu d)

Die helle Hyperbelstruktur im B-Bild, bzw. der helle Punkt in der Mitte der Summationsbilder und gefilterten Bilder, sowie die fächerhafte Struktur am Kreisrand sind Artefakte, hervorgerufen durch Vielfachreflexionen. Als helle kreisförmige Struktur ist ebenfalls der Mantel des Phantomobjekts erkennbar.

5.10 Erkennbarkeit von nicht streuenden Arealen in speckle-behafteten Bildern

In speckle-behafteten Bildern ist die Punktbildauflösung nicht mehr unmittelbar das Maß für die Erkennbarkeit von kleinsten Objektdetails. Vielmehr werden kleine Objektgebiete, die sich in ihrer Rückstreustärke von der Umgebung nur gering unterscheiden, im Bild erst dann erkannt werden, wenn die betroffene Objektfläche deutlich größer als die mittlere Specklegröße ist. Es existiert jedoch ein erstaunliches Phänomen, das experimentell nachgewiesen werden konnte: Werden Objektgebiete untersucht, die im Gegensatz zu ihrer Umgebung nicht streuen, so werden diese Gebiete, auch wenn ihre Breite weit unter der Punktbildauflösung liegt, im Bild noch deutlich dargestellt.

Abb. 5-19 beinhaltet die vom Kretzphantom gemessenen Bilder. Abb. 5-19a bis 5-19d zeigt das Abbild der Querschnittsebene A (nach Abb. 5-2b). Die Wandstärke des hier vorhandenen streuerfreien Rings beträgt ca. 0,44 mm, d.h sie liegt um den Faktor 2 unter der axialen Punktbildauflösung des hier verwendeten B-Scanners. Dennoch kann sowohl im B-Bild (5-19a) als auch in den Summationsbildern diese Ringstruktur deutlich erkannt werden, wobei in den Summationsbildern die Struktur allerdings

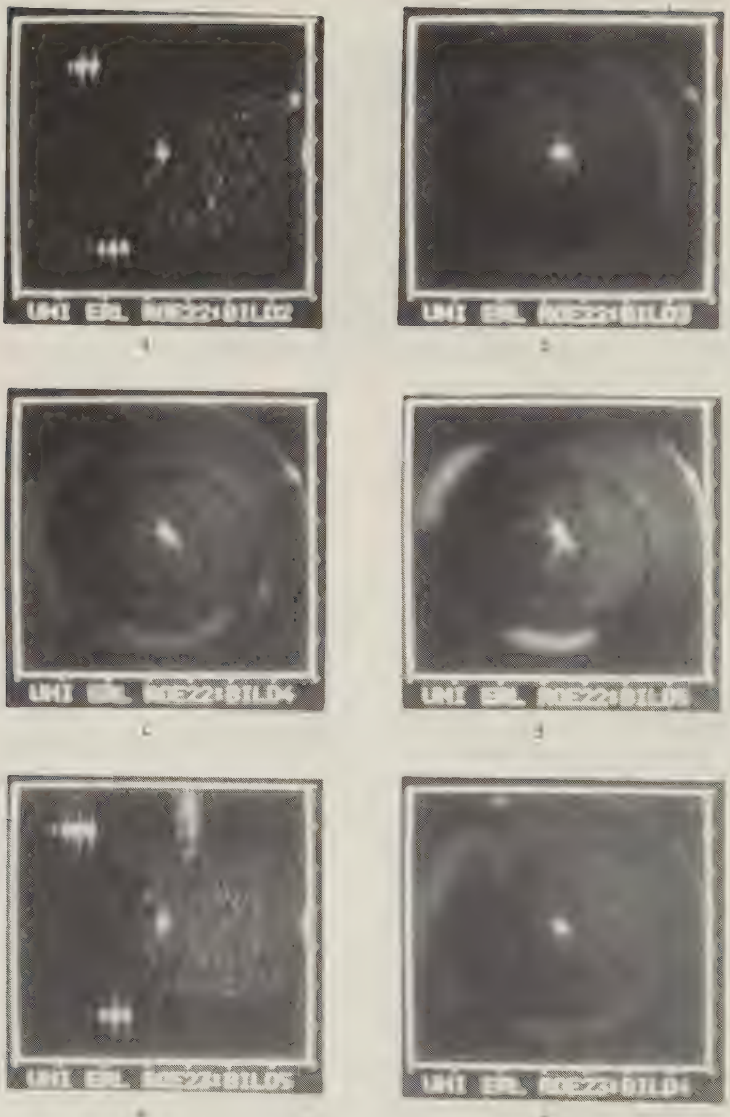


Abb. 5-19: Erläuterung siehe nächste Seite

Abb. 5-19: Aufnahmen vom Kretzphantom zur Erkennbarkeit von nichtstreuenden Arealen in Speckle-behafteten Bildern.
Angegeben wird u.a. die Schnittebene nach Abb. 5-2
Für die Bilder b bis f wurden jeweils 30 B-Scans überlagert

a) B-Bild, Schnittebene A
b) Summationsbild, Schnittebene A, 180° Winkelbereich
c) Summationsbild, Schnittebene A, 90° Winkelbereich
d) Summationsbild, Schnittebene A, 45° Winkelbereich
e) B-Bild, Schnittebene B
f) Summationsbild, Schnittebene B, 90° Winkelbereich

In allen Bildern (außer e) ist eine ringförmige dunkle Struktur zu erkennen. Im Phantom sind an diesen Stellen keine Streuer eingelagert.
Zur Erklärung der (hell erscheinenden) Artefakte siehe Abb. 5-18.

vor dem gleichmäßigeren hellen Hintergrund noch besser ausgemacht werden kann. Fast keine Rolle für die Erkennbarkeit spielte offenbar der verwendete Winkelbereich in den Summationsbildern. Abb. 5-19e und 5-19f zeigt die Querschnittsebene B des Kretzphantoms. Die Wandstärke des streuerfreien Rings beträgt hier im Mittel 0,18 mm, sie schwankt jedoch aus fertigungstechnischen Gründen zwischen 0 und 0,2 mm. Im B-Bild (Abb. 5-19e) ist hier keine Struktur mehr zu erkennen. Im Summationsbild ist diese Struktur jedoch noch abgebildet, obwohl die Wandstärke nun um den Faktor 4 bis 5 unter der Punktbildauflösung liegt. Offensichtlich ändert sich an solchen streuerfreien Objektstellen die Statistik für die Speckles so stark, daß derartige Areale noch sichtbar abgebildet werden. Der Summationsprozess unterstützt durch seine Mittelungseigenschaft diese Erkennbarkeit von Objektstrukturen offensichtlich. Die in den Bildern sichtbare Struktur darf dabei allerdings nicht im Sinne einer Vorder- und Rückwandauflösung der dargestellten Struktur interpretiert werden, d.h. die wirkliche Wandstärke kann aus den Bildern nicht ermittelt werden.
Das dargestellte Phänomen wurde auch von SATRAPA /165/ in B-Bildern beobachtet.

6 Technische Realisierung des UCTR-Konzeptes mit eingeschränktem Winkelbereich

Für die technische Realisierung des UCTR-Konzeptes sind im wesentlichen folgende zwei Problemkreise zu untersuchen: Zum einen müssen die im Abschnitt drei bzw. vier zu Grunde gelegten Integralgleichungen diskretisiert werden. Die Bedingungen, die eine fehlerfreie diskretisierte Rekonstruktion erlauben, werden im folgenden Abschnitt 6.1 untersucht, ebenso die damit eng verbundenen Fragen der Quantisierung und Interpolation. Die zweite Problematik betrifft den "Hardware-Aufbau" einer Experimentieranlage. Als Rahmenbedingung war vorgegeben möglichst viele kommerziell erhaltliche Geräte einzusetzen, um den Entwicklungsaufwand in Grenzen zu halten. So wurde insbesondere auch ein konventionelles B-Bild-Gerät, welches die primäre Datenerfassung übernimmt, in die Anlage integriert. Durch einfachen Applikatorwechsel am B-Scanner ist es so möglich, beliebige (und wenigstens partiell umrundbare) Organe abzubilden, wobei am restlichen Aufbau, inklusive Software keine Änderungen vorzunehmen sind. Diese Laboranlage wird im Abschnitt 6.2 vorgestellt.

6.1 Probleme der Realisierung

Die bei der Realisierung eines UCTR-Systems auftretenden Probleme wurden ausführlich von HILLER /141/ abgehandelt. Sie sollen deshalb im folgenden nur kurz umrissen werden.

6.1.1 Messung der Teilbilder

Bei der Messung der Teilbilder, d.h. in diesem Fall der einzelnen B-Bilder, treten vor allem folgende Effekte auf:

- Die Messung aller Teilbilder wird z.B. so realisiert, daß ein Teilbild als konventionelles B-Bild komplett aufgebaut wird. Danach erfolgt eine Drehung der Aufnahmeanordnung um einen Winkel $\Delta\vartheta$, und das

nächste Teilbild wird aufgebaut. Diese Prozedur wird wiederholt, bis der gewünschte Winkelbereich ϑ_{max} überstrichen ist. Die Teilbilder werden also im gedrehten Koordinatensystem (t,u) gemessen. Ein Teilbild $b(t,u,\vartheta)$ ist weiterhin im allg. keine kontinuierliche, sondern hinsichtlich aller Koordinaten (t,u,ϑ) diskrete Funktion (Die t-Koordinate muß nicht unbedingt diskretisiert sein. Gleichwohl wird die Möglichkeit der Diskretisierung in allen modernen B-Scannern genutzt, um eine effektive Anwendung von Signalverarbeitungsalgorithmen und digitale Bildspeicherung zu erlauben).

- In neueren B-Scannern liegt $b(t,u,\vartheta)$ auch als quantisierte Funktion vor, d.h. die Amplituden können nur diskrete Werte annehmen. Auf Grund der vorhandenen A/D-Wandler-Technologie für den benötigten Frequenzbereich und der Tatsache, daß das menschliche Auge unter üblichen Bedingungen nur ca. 60 Graustufen differenzieren kann, erfolgt die Quantisierung relativ grob, etwa mit 64 oder 256 Stufen (d.h. mit 6 bzw. 8 bit).

- Technische Systeme sind im allg. rauschbehaftet. Rauschen ensteht vor allem in den Verstärkerstufen. Insbesondere in den arrayfernen abgebildeteten Regionen macht sich Bildrauschen wegen der sehr hohen TGC-Verstärkung (bis ungefähr 100 dB) bemerkbar. Weitere Störungen können durch elektromagnetische Einkopplungen auf die Schallwandler oder Kabel entstehen.

Zunächst zur Problematik der diskretisierten Teilbilder: $b(t,u,\vartheta)$ wird also durch endlich viele Meßwerte repräsentiert:

$$b_{ijn} = b(i\cdot\Delta t,\ j\cdot\Delta u,\ n\cdot\Delta\vartheta) \qquad (6.1)$$

wobei innerhalb einer Koordinate eine äquidistante Abtastung vorliegt. Es sei:

$$-I/2 \leq i \leq I/2-1 \quad -J/2 \leq j \leq J/2-1 \quad 0 \leq n \leq N \quad \Delta\vartheta = \vartheta_{max}/N \qquad (6.2)$$

Ein B-Bild besteht dann aus I·J Meßpunkten, wobei für die UCTR-Rekonstruktion insgesamt N+1 Bilder gemessen werden.

Ein B-Bild ist durch b_{ijn} genau dann hinreichend repräsentiert, wenn das Shannon-Theorem erfüllt ist, d.h. die Funktion b(t,u) muß

- bandbegrenzt sein auf ω_{max}
- mit einem Abtastintervall $\Delta \leq \pi / \omega_{max}$ diskretisiert werden.

Nach Abschnitt 2 kann b(t,u) mit hinreichender Genauigkeit als bandbegrenzt gelten. Ferner ist die B-Bild-PBF $h_b(t,u)$ separabel, so daß das Shannon-Theorem für jede Koordinate getrennt gilt, und im allg. zu unterschiedlichen Abtastintervallen $\Delta t \neq \Delta u$ führt.

Mit den Grenzfrequenzen ω_{ax} und ω_{lat} folgt damit:

$$\Delta t \leq \pi / \omega_{ax} \qquad \Delta u \leq \pi / \omega_{lat} \tag{6.3}$$

In der vorliegenden Realisierung konnte Δt und Δu nicht beeinflusst werden, da sie durch das verwendete kommerzielle B-Scan-Gerät bestimmt wurden. Mit dem eingesetzten Array mit 5 MHz Mittenfrequenz ergab sich: Δt = 0,388 mm, Δu = 0,598 mm. In lateraler Richtung folgte daraus eine (durchaus erwünschte) Überabtastung, während sich durch eine analoge Bandbreitenmessung herausstellte, daß das Shannon-Theorem in axialer Richtung nur sehr knapp erfüllt wurde. Hohe Frequenzanteile (mit kleinen Amplituden) werden nicht mehr erfaßt. Dies stellte sich bei der inversen Filterung als ein limitierender Faktor heraus.

Falls Gl. 6.3 erfüllt ist, läßt sich b(t,u) aus unendlich vielen Meßpunkten b_{ij} in jedem Punkt (t,u) exakt berechnen /9/:

$$b(t,u) = \sum_{i=-\infty}^{+\infty} \sum_{j=-\infty}^{+\infty} b_{ij} \; \frac{\sin\left(\frac{\pi}{\Delta t}(t - i\cdot\Delta t)\right)}{\frac{\pi}{\Delta t}(t - i\cdot\Delta t)} \; \frac{\sin\left(\frac{\pi}{\Delta u}(u - j\cdot\Delta u)\right)}{\frac{\pi}{\Delta u}(u - j\cdot\Delta u)} \tag{6.4}$$

Da nur eine endliche Anzahl von Meßwerten vorliegt, mussen die Meßwerte für (i,j) außerhalb des Definitionsintervalles Gl. 6.2 Null werden, damit Gl. 6.4 auch in diesem Fall gültig bleibt. Dies bedeutet, daß die Objektfunktion außerhalb des Meßbereiches verschwinden und außerdem die B-Bild-PBF h_b schnell genug gegen Null abklingen muß, so daß das (analoge) b(t,u) außerhalb des Meßbereichs ebenfalls näherungsweise verschwindet. Diese Bedingungen werden in der Praxis mit bei weitem ausreichender Genauigkeit eingehalten.

Einer gesonderten Betrachtung muß das Winkelintervall $\Delta\vartheta$ unterzogen werden. Hier ist eine Fallunterscheidung zu treffen. Falls nur summiert wird und/oder anschließend eine zweidimensionale Filterung nach Abschnitt drei durchgeführt wird, ist an das Winkelintervall im Prinzip keinerlei Forderung zu stellen. Wird in diesen Fällen $\Delta\vartheta$ geändert, so ändert sich nur die Summations-PBF $h_s(x,y)$. Diese kann jedoch unabhangig vom Winkelintervall immer mittels Gl. 6.3 und mit

$$h_s(x,y) = \sum_{i=0}^{N} h_b(t\cos(i\cdot\Delta\vartheta)+u\sin(i\cdot\Delta\vartheta),\ -t\sin(i\cdot\Delta\vartheta)+u\cos(i\cdot\Delta\vartheta)) \quad (6.5)$$

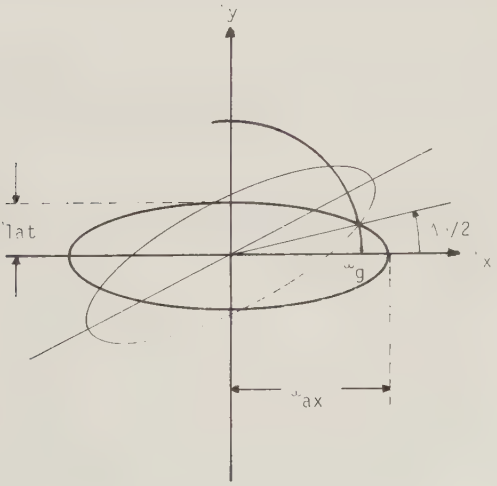


Abb. 6-1: Zur Diskretisierung des Winkelintervalls

exakt berechnet werden. Die zweidimensionale Filterung baut nur auf dem Summationsbild und $h_S(x,y)$ auf. Wie sich die Summations-PBF zusammensetzt, spielt keine Rolle. Natürlich kann die System-PBF $h_W(x,y)$ nur für das aktuell ermittelte und von $\Delta\vartheta$ abhängige $h_S(x,y)$ gewählt werden. Wird $\Delta\vartheta$ zu groß angesetzt, so sinkt ω_{vg} bzw. ω_{wg}. Es wird dann nicht die maximal mögliche Auflösung erreicht.

Bei eindimensionaler Vorfilterung muß hingegen an $\Delta\vartheta$ eine spezielle Forderung gestellt werden: Das Winkelintervall muß so gewählt werden, daß die Summe der eindimensional vorgefilterten B-Bild-PÜF's die gewünschte zweidimensionale System-PÜF sehr gut approximiert. Eine einfache Hilfsvorstellung soll dazu dienen, hierfür $\Delta\vartheta$ zumindest grössenordnungsmaßig abzuschätzen. Das UCTR-Konzept wurde unter der Annahme hergeleitet, daß eine rotierende Teilbild-PÜF die Objektfunktion in der Ortsfrequenzebene "abtastet". Es ist nun bei schrittweiser rotierender Teilbild-PÜF sinnvoll zu fordern, daß jeder Punkt der Ortsfrequenzebene bis hin zu einer oberen Grenze $\omega_g < \omega_{ax}$ wenigstens einmal von der Teilbild-PÜF erfasst werden soll. Mit der Annahme einer B-Bild-PÜF mit elliptischen Höhenlinien gelangt man so zu einer impliziten Bestimmungsgleichung für $\Delta\vartheta$ (vgl. Abb. 6-1):

$$\cos^2(\Delta\vartheta/2)+(\omega_{ax}/\omega_{lat})^2 \sin^2(\Delta\vartheta/2) = (\omega_{ax}/\omega_g)^2 \qquad (6.6)$$

Tabelle 6-1 gibt für verschiedene ω_g/ω_{ax} und ω_{ax}/ω_{lat} die zugehörigen Winkelschrittweiten $\Delta\vartheta$ an.

In der Praxis hat es sich gut bewährt ca. 30 Bilder zu überlagern. Sind diese auf dem Vollkreis verteilt, so entspricht das im vorliegenden Fall (ω_{ax}/ω_{lat}=4,3) etwa ω_g/ω_{ax}=0,9.

Im folgenden werden kurz die Quantisierungseffekte angesprochen. Darunter versteht man die Tatsache, daß die Bildamplituden nur diskrete Werte annehmen können. Als Quantisierungsfehler wird die Differenz zwischen wahrer Bildamplitude und die sie repräsentierende diskrete Bildamplitude verstanden. Bei (in B-Bild-Geräten üblicher) linearer Quantisierung sind die statistischen Eigenschaften des Quantisierungs-

ω_{ax}/ω_{lat} / ω_g/ω_{ax}	3	4	5
0,99	5,8°	4,2°	3,3°
0,95	13,4°	9,8°	7,6°
0,90	19,8°	14,4°	11,6°
0,80	30,8°	22,4°	17,6°

Tabelle 6-1: Winkelschrittweite $\Delta\theta$ in Abhängigkeit von ω_{ax}/ω_{lat} und ω_g/ω_{ax}.

fehlers einfach berechenbar. In diesem Fall können die Quantisierungsfehler wie ein Rauschsignal interpretiert werden. Da die Quantisierung erst am Ende der Übertragungskette durchgeführt wird, tritt das entsprechende Rauschsignal als weißes Rauschen in Erscheinung. Weiter frontseitig entstandenes elektronisches Rauschen wird durch den Bandpaßcharakter der Wandler im allg. noch spektral gewichtet (/141/). B-Scanner verwenden heute üblicherweise eine 6- oder 8-bit-Quantisierung. Diese relativ grobe Quantisierung ist zum einen durch das technologisch Machbare bestimmt. Die verwendeten sehr schnellen A/D-Wandler waren bis vor kurzem in integrierter Form bis maximal 8-bit Quantisierung erhältlich. Zum anderen kann das menschliche Auge nur etwa 60 Graustufen auflösen. Im üblichen B-Bild erscheint deshalb eine feinere Quantisierung nicht notwendig, im UCTR-Rekonstruktionsprozeß wird jedoch gegenwärtig die verwertbare obere Frequenzgrenze ω_g maßgeblich durch die B-Bild-Quantisierung beeinflusst.

In realen Teilbildern ergeben sich durch Effekte, die in der bisherigen Theorie ebenfalls nicht erfasst wurden, weitere Abweichungen vom idealen Bild. Dazu gehören insbesondere eine ortsvariante B-Bild-PBF und spiegelnd reflektierende Grenzflächen im untersuchten Objekt.

Die Ortsvarianz der B-Bild-PBF rührt daher, daß die Keulenbreite des Ultraschallstrahls und damit die laterale Auflösung, sich in Abhängigkeit vom Abstand zur Arrayoberfläche ändert. Die axiale Auflösung ist ebenfalls abstandsabhängig. Ursache hierfür ist die frequenzabhängige Dämpfung im Gewebe. Damit reduziert sich abstandsabhängig die Bandbreite der empfangenen reflektierten Ultraschallpulse. Die Ortsabhängigkeit der PBF in lateraler Richtung wird durch die eingesetzte dynamische Empfangsfokussierung wesentlich gemildert (siehe Abschnitt 2.3). Eine ortsvariante B-Bild-PBF führt zu einer ortsvarianten Summations-PBF. Damit wird eine Bildfilterung erschwert, aber nicht prinzipiell unmöglich. Eine Lösung ist z.B. die Unterteilung des Summationsbildes in mehrere Teilflächen. Die Größe dieser Teilflächen wird so gewählt, daß sich innerhalb einer Teilfläche die Summations-PBF nur wenig verändert, so daß die in Kap. 3 beschriebenen Methoden auf das Summationsbild abschnittsweise angewendet werden können.

Ein weiteres Problem stellt der abrupte Übergang zwischen Schichten verschiedener akustischer Impedanz dar, z.B. die Grenzschichten zwischen Organen. Derartige Strukturen weisen stark spiegelndes Verhalten auf, d.h. im B-Bild werden sie nur dann erfaßt, wenn sie senkrecht zur Schallausbreitungsrichtung stehen. Damit findet aber bei Beschallung aus verschiedenen Richtungen keine Überlagerung statt, so daß sich an diesen Stellen keine Summations-PBF nach Gl. 3-4 angeben läßt. Die auf derartige Bildpunkte angewandten, nach Abschnitt 3 berechneten Filterkerne liefern deshalb falsche Ergebnisse. Es kommt zum Oszillieren der rekonstruierten Bildamplitude in der Nähe der Grenzfläche. In der Praxis zeigt sich jedoch, daß der subjektive Bildeindruck hierdurch nicht verschlechtert wird. Durch die Oszillation kommt es zu einer Pseudo-Verschärfung der dargestellten Kontur. Weiterhin werden, auch bei begrenztem Winkelbereich, wesentlich mehr Konturlinien im Bild dargestellt als im B-Bild. Der etwas unruhige Eindruck im Bild in der Nähe solcher Grenzflächen kann fast völlig kompensiert werden, wenn bei der Darstellung des rekonstruierten Bildes auf einem Monitor die entstandenen (physikalisch unsinnigen) negativen Bildamplituden zu Null gesetzt werden.

6.1.2 Summation

Die praktische Ausführung der Summationsoperation wird im allg. in einem Digitalrechner erfolgen. Theoretisch sind auch andere Möglichkeiten denkbar (z.B. photographischer Prozess /154/), jedoch bietet sich ein Digitalrechner wegen seiner Universalität an. Im folgenden wird deshalb nur auf dieses Verfahren eingegangen. Die auftretenden Abweichungen bei der Summation vom Ideal-Prozess sind ähnlich, wie bei der B-Bild-Messung. Im wesentlichen müssen Abtastung und Quantisierung betrachtet werden.

Die Bildmatrix s besteht aus Abtastwerten $s(i,j) = s(i\cdot\Delta x, j\cdot\Delta y)$. Sie wird oft als "Pixelmatrix" bezeichnet ("Pixel" = Acronym für "picture element"). Sowohl Δx als auch Δy müssen natürlich so gewählt werden, daß das Shannon-Theorem erfüllt wird. Üblicherweise wird $\Delta x = \Delta y$ gewählt. Da die Teilbilder meist ebenfalls diskretisiert vorliegen und außerdem nur endlich viele Teilbilder überlagert werden, reduziert sich Gl. 3.3 zu einer Summe, außerdem muß eine Interpolation zwischen den Stützstellen im Teilbild stattfinden.

$$s(i\cdot\Delta x, j\cdot\Delta y) = \sum_{n=0}^{N} b(t,u,n\cdot\Delta\vartheta) \qquad (6.7)$$

Für die Transformation zwischen (x,y) und (t,u) Koordinatensystem gilt Gl. 3.1. Im (t,u)-System muß dann noch interpoliert werden. Bewährt hat sich hierbei die zweidimensionale lineare Interpolation (siehe Abschnitt 4 Gl. 4.12). Höhere Interpolationen treiben den Rechenaufwand steil in die Höhe, ohne wesentliche Bildverbesserungen zu bewirken.

In der Praxis wird man Gl. 6.7 nicht für jedes Koordinatenpaar (i,j) separat auswerten, sondern eine Matrix mit Zwischenergebnissen anlegen und Teilbild für Teilbild aufsummieren, und zwar in der Form, daß jedem Pixel der Zwischenergebnismatrix für das n-te Teilbild je-

weils der n-te Term der Summe zuaddiert wird.

Bisher wurde der Wert eines Pixels im Summationsbild so bestimmt, daß die Funktionswerte in den einzelnen Teilbildern aufgesucht wurden, aus den nächstgelegenen Abtastwerten ein Funktionswert interpoliert wurde, und dem Wert des Pixels aufaddiert wurde. Diese Strategie ist als "Pixel-driven"-Algorithmus aus der konventionellen CT bekannt. Die umgekehrte Vorgehensweise ist aber ebenfalls denkbar. Hierbei wird ausgehend von einem (gemessenen, nicht interpolierten) Funktionswert im Teilbild das entprechende nächstgelegene Pixel in der Bildmatrix gesucht und der Wert aufsummiert. Dies wird als "Data-driven"-Algorithmus bezeichnet.

Das "Pixel-driven"-Verfahren hat den großen Vorteil, daß jedes Pixel in der Bildmatrix bei jedem Teilbild gleichmäßig berücksichtigt wird. Hingegen kann es beim "Data-driven"-Algorithmus vorkommen, daß einige Bildelemente von Datenpunkten mehrfach getroffen werden, andere aber leer ausgehen. Dies kann u.U. zu Moire-Mustern im Bild führen. Nachteilig beim "Pixel-driven"-Verfahren ist die Tatsache, daß neben der Bildmatrix auch immer ein Teilbild vollständig im Speicher gehalten werden muß. Angesichts der ständig verbesserten und verbilligten Halbleiterspeicher wird dieses Argument aber immer weniger stichhaltig. Die im Abschnitt 7 vorgestellten Bilder wurden alle mit einem "Pixel-Driven"-Verfahren rekonstruiert.

Das Problem der Quantisierung im Summationsbild hängt eng zusammen mit der Rauschverminderung beim Summationsprozess. Werden N Bilder aufsummiert und sind die Rauschsignale der Teilbilder nicht korreliert (was u.a. wegen der gedrehten Teilbilder auch für das Quantisierungsrauschen vorausgesetzt werden kann), so erhöht sich das Signal/Rausch-Verhältnis im Summationsbild nach der Formel (Ableitung identisch wie im Abschnitt 5 Gl. 5.52a):

$$(S/N)_{Summationsbild} = (S/N)_{B\text{-}Bild} \cdot N^{1/2} \qquad (6.8)$$

Soll dieser Informationsgewinn genutzt werden, muß also das Sum-

mationsbild mindestens um $ld(N^{1/2})$ Bit genauer quantisiert werden, als das einzelne Teilbild. Dies ist besonders wichtig im Hinblick auf eine nachfolgende inverse Filterung, um die Grenzfrequenz des Übertragungsbereiches so hoch als möglich setzen zu können.

6.1.3 Zweidimensionale inverse Filterung

Für die Filterung des Summationsbildes mit einem zweidimensionalen inversen Filter wird praktisch nur ein Digitalrechner in Frage kommen (theoretisch sind auch andere Möglichkeiten, z.B. optische Filterung denkbar). Sehr gut geeignet sind hier insbesondere Rechner, die speziell für die digitale Signalverarbeitung entwickelt wurden, da sie hinsichtlich der auszuführenden Algorithmen optimiert sind.

Die Realisierung eines zweidimensionalen inversen Filters kann sowohl im Orts- wie im Ortsfrequenzbereich erfolgen, wobei diese Filter im allg. nicht hardwaremäßig aufgebaut werden (obwohl das denkbar ist), sondern durch Programme simuliert werden.

Eine Filterung im Ortsbereich ist identisch mit der Ausführung einer zweidimensionalen diskreten Faltung:

$$a'(i,j) = \sum_{\mu=-L_1}^{L_1} \sum_{\nu=-L_2}^{L_2} s(i+\mu, j+\nu) \cdot c(\mu,\nu) \qquad (6.9)$$

Das Pixel (i,j) des gefilterten Bildes a' entsteht also durch eine gewichtete Summation aus den umliegenden Pixeln im Summationsbild. Die Koeffizienten $c(\mu,\nu)$ werden als Faltungskern bezeichnet. Je nach Größe von L_1 und L_2 spricht man von einem $(L_1+1)\cdot(L_2+1)$-Punkt-Faltungskern. Entsprechend Gleichung 6.9 sind für jedes Pixel im gefilterten Bild $(L_1+1)\cdot(L_2+1)$ reelle Multiplikationen und Additionen auszuführen. Dies bedeutet, das der Rechenaufwand für größere Faltungskerne stark anwächst.

Eine "inplace"-Ausführung der Operation Gl. 6.9, d.h. ein Zurückschreiben des neu berechneten Pixels a'(i,j) an den alten Speicherplatz, ist nicht möglich, da hierdurch die Berechnung der nachfolgenden Pixels verfälscht würde. Bei geeigneter Datenorganisation muß allerdings nicht Speicherplatz für zwei vollständige Bilder zur Verfügung gestellt werden. Bei Verwendung von Rechnern, die sogenannte "Vektorbefehle" zur Verfügung stellen, sollte dieser Speicherplatz dennoch verfügbar sein. In diesem Fall kommt es zu wesentlichen Einsparungen in der Rechenzeit, wenn in Gl. 6.9 nicht nacheinander jeder Punkt a'(i,j) vollständig berechnet wird, sondern stattdessen das gesamte Bild s(i,j) zeilenweise mit einem Koeffizienten $c(\mu,\nu)$ multipliziert und anschliessend dieses Zwischenergebnis durch eine einfache Startadressenberechnung richtig auf die Zwischenergebnismatrix aufaddiert wird. Dies wird für alle Bildzeilen und Filterkoeffizienten wiederholt, bis das vollständige gefilterte Bild a'(i,j) entstanden ist. Durch diese Vorgehensweise kann jede Bildzeile per Vektorbefehl abgearbeitet werden, was im allg. zu einer wesentlichen Verkürzung der Rechenzeit führt.

Eine zweite Möglichkeit besteht darin, die Filterung im Ortsfrequenzbereich zu realisieren. Dazu ist das Summationsbild zunächst mittels einer zweidimensionalen schnellen Fouriertransformation (2DFFT) in den Ortsfrequenzbereich zu transformieren, dort punktweise mit der Filterfunktion zu multiplizieren und anschließend durch inverse 2DFFT in den Ortsbereich zurückzutransformieren.

2DFFT-Algorithmen können im Prinzip durch die gleichen Überlegungen, die zur eindimensionalen FFT (1DFFT) führen, direkt erzeugt werden. Es ist jedoch einfacher, die 2DFFT auf eine sequentielle Ausführung von 1DFFT's zurückzuführen. Hierzu sind zunächst auf allen Zeilen des Summationsbildes 1DFFT's anzuwenden. Die gleiche Prozedur ist dann mit allen Spalten des Zwischenergebnisbildes durchzuführen. Ergebnis ist ein 2DFF-transformiertes Bild. Es ist dabei unerheblich, ob zuerst die Zeilen oder Spalten des Summationsbildes transformiert werden. Die Rekonstruktion im Ortsfrequenzbereich ist bezüglich der Rechenoperationen meistens wesentlich effizienter als die Rekonstruk-

tion im Ortsbereich. Nur sehr kleine Faltungskerne führen im Ortsbereich zu einer schnelleren Filterung.

Die 2DFFT kann "inplace" ausgeführt werden. Gegenüber der direkten Faltung im Ortsbereich kann dennoch kein Speicherplatz eingespart werden, da die Bilder im Ortsfrequenzbereich im allgemeinen komplex sind und zusätzlich der transformierte (im allg. ebenfalls komplexe) Faltungskern in der gleichen Größe wie das Bild gespeichert werden muß. Da das Summationsbild reell ist, braucht auf Grund der dann im Ortsfrequenzbereich geltenden Symmetriebeziehung prinzipiell nur Speicherplatz für eine Bildhälfte zur Verfügung stehen. Ausführliche Literatur zur FFT-Transformation befindet sich z.B. in /18/ und /19/.

Ein wesentlicher Nachteil der Filterung im Ortsfrequenzbereich sind die Rundungsfehler, die bei der numerischen Fouriertransformation auftreten. Durch die zweimalige Ausführung der Transformation zur Filterung können sich diese Fehler so stark akkumulieren, daß das Signal/Rausch-Verhältnis im gefilterten Bild gegenüber einem im Ortsbereich gefilterten Bild deutlich geringer wird. Dies ist wesentlich von der verwendeten Arithmetik (Festkomma oder Gleitkomma) und der Wortlänge abhängig.

Im vorliegenden Fall wurden drei Versionen zu Bildfilterung realisiert: Erstens eine direkte Faltung im Ortsbereich in 16-bit-Festkomma-Arithmetik, zweitens eine Filterung im Ortsfrequenzbereich ebenfalls in 16-bit-Festkomma-Arithmetik und drittens eine Filterung im Ortsfrequenzbereich in 64-bit-Gleitkomma-Arithmetik. Die zwei ersten Versionen wurden auf einem Signalprozessor, der speziell für die digitale Signalverarbeitung konzipiert worden ist, in Assemblersprache implementiert. Version drei wurde in einer Programmierhochsprache auf einem konventionellen Laborrechner realisiert.

Die zu verarbeitenden Bilder lagen in einer 128·128 Matrix diskretisiert vor, die verwendeten Faltungskerne hatten im Ortsbereich eine Größe zwischen 8·8 und 35·35 Pixel. Die Rechenzeiten schwankten

bei Version eins je nach Faltungskern zwischen wenigen Sekunden und ca. 1 Minute. Version zwei erwies sich mit knapp zwei Sekunden Rechenzeit als schnellste, Version drei benötigte auf dem Laborrechner sieben Minuten.

Mehrere Summationsbilder wurden mit allen drei Versionen gefiltert und anschließend am Monitor begutachtet. Die besten Resultate (d.h. das größte Signal/Rausch-Verhältnis im gefilterten Bild) erzielt Version drei, was durch die verwendete aufwendige Arithmetik auch nicht überrascht. Fast gleichwertig kann Version eins beurteilt werden, während nach Version zwei gefilterte Bilder (trotz optimaler Skalierung) so stark verrauscht sind, daß ein weiterer Einsatz dieser Version nicht sinnvoll erschien. Abhilfe würde wahrscheinlich eine 32-bit-Wortlänge bringen. Der Algorithmus hierfür konnte vorbereitet, aber nicht mehr realisiert werden /149/.

Zur Beurteilung der real möglichen Auflösungsverbesserungen durch inverse Filterung gibt Tabelle 6-2 die ereichten 6-dB und 20-dB-Auflösungen im Teilbild, Summationsbild und gefilterten Bild an. Diese Werte wurden mit der im Abschnitt 6.2 beschriebenen Laboranlage gemessen.

Bild	6 dB maximale Auflösung	6 dB minimale Auflösung	20 dB maximale Auflösung	20 dB minimale Auflösung	Einheit
B-Bild	0,88	2,69	2,36	4,99	mm
Summationsbild 90°	1,21	1,62	2,36	3,67	mm
gefiltertes Bild 90°	0,86	1,81	1,58	3,04	mm
Summationsbild 354°	1,08	--	2,95	--	mm
gefiltertes Bild 354°	0,86	--	1,52	--	mm

Tabelle 6-2: Erzielte Auflösungen mit der im Abschnitt 6.2 beschriebenen Laboranlage (Array mit 5 MHz Mittenfrequenz). (Definitionen der minimalen und maximalen Auflösung siehe Seite 31)

6.1.4 Eindimensionale Vorfilterung

Eine eindimensionale Filterung nach Abschnitt vier wurde nicht realisiert, da die hierfür notwendigen Filterentwürfe erst zu spät zur Verfügung standen. Es sei deshalb auf die Ausführungen und Erfahrungen zur eindimensionalen Vorfilterung bei vollständigen Winkelbereich in /141/ verwiesen. Im vorliegenden Fall kann die Filterung sehr gut mit programmierbaren nichtrekursiven Digitalfiltern ausgeführt werden.

6.2 Realisierte UCTR-Laboranlage

Zur Durchführung von UCTR-Aufnahmen wurde eine Laboranlage aufgebaut. Dabei galt es, zwei Prioritäten zu beachten: Zum einen sollen die Möglichkeiten der Analge so flexibel sein, daß ohne große Modifikationen verschiedene Organe "in vivo" abgebildet werden konnten, ferner sollten verschiedenartige Bildverarbeitungsmöglichkeiten wahlweise zur Verfügung stehen. Der Aufbau hatte auch "patientengerecht" zu erfolgen, da eine größere Anzahl Patienten untersucht werden sollte. Dies setzte z.B. voraus, daß vorbereitende B-Bild-Aufnahmen dem bei der Aufnahme mitwirkenden Arzt eine Orientierung der Schnittebene erlaubte. Zweitens mußte die Datenerfassung möglichst rasch erfolgen, um die Patienten nicht unnötig zu belasten. Drittens sollte die UCTR-Bilderstellung möglichst mit Ende der Datenerfassung ebenfalls abgeschlossen sein, da die sofortige diagnostische Auswertung der Aufnahmen durch den anwesenden Arzt sinnvoll ist.

Die unter Berücksichtigung dieser Vorgaben realisierte Laboranlage läßt sich in folgende Teilbereiche untergliedern (siehe auch Blockschaltbild Abb. 6-2):

-Applikatoren zur mechanischen Anpassung der Schallwandler an die Organgeometrie.
-Konventioneller B-Scanner zur Teilbilderfassung.

-Datenverarbeitung
-Steuerung
-Ein/Ausgabe

Die primäre Datenerfassung wird vom eingesetzten kommerziellen B-Scanner Siemens Sonoline 8000 durchgeführt. Die B-Bild-Darstellung ermöglicht während der gesamten Datenaufnahme eine ständige Kontrolle der abgebildeten Schnittebene, da das B-Bild ständig über einen Monitor beobachtet werden kann.

Zur Abbildung spezieller Organe wurden drei Applikatoren entwickelt, die wahlweise am B-Scanner angeschlossen werden können.

Der Schilddrüsenapplikator (Abb. 6-3b) ist als mit Aluminiumplatten umgebener Hohlraumquader mit einer hufeisenförmigen Aussparung ausgebildet. An dieser Aussparung befindet sich zur Abdichtung eine dünne Latexfolie. Der Patient befindet sich auf einer Liege mit dem Hals im Applikatorausschnitt. Durch Auftragen von Ultraschall-Kontaktgel und leichtes Andrücken des Applikators an den Hals, wird der Hals fixiert und eine gute akustische Kopplung ermöglicht. Der Applikatorhohlraum ist mit Wasser (als Vorlaufstrecke) gefüllt. Innerhalb des Applikators befindet sich ein lineares Array, das mittels eines Schrittmotors über ein flexibles Kunststoffband kreisförmig um den Applikatorausschnitt geführt wird. Der maximal mögliche Aspektwinkelbereich beträgt dabei 155°, das eingesetzte Array besitzt 5 MHz Mittenfrequenz. Dieser Applikator wurde außer für Schilddrüsenaufnahmen auch für die Abbildung von Unter- und Oberschenkeln eingesetzt.

Der Hodenapplikator (Abb. 6-3c und 6-3d) besitzt die Form eines Hokkers mit einer kreisförmigen 70 mm großen Aussparung in der Sitzfläche. Unterhalb der Sitzfläche befindet sich ein drehbar gelagertes Wasserbecken, das auch in der Höhe verstellbar ist. Fest im Wasserbecken integriert ist ein lineares Array, das aus konstruktiven Gründen schräg zum Wasserbeckenrand angebracht ist. Der Schallstrahl muß deshalb über einen Aluminiumspiegel so umgelenkt werden, daß er parallel zur Wasseroberfläche verläuft. Auf diese Weise kann der Schall-

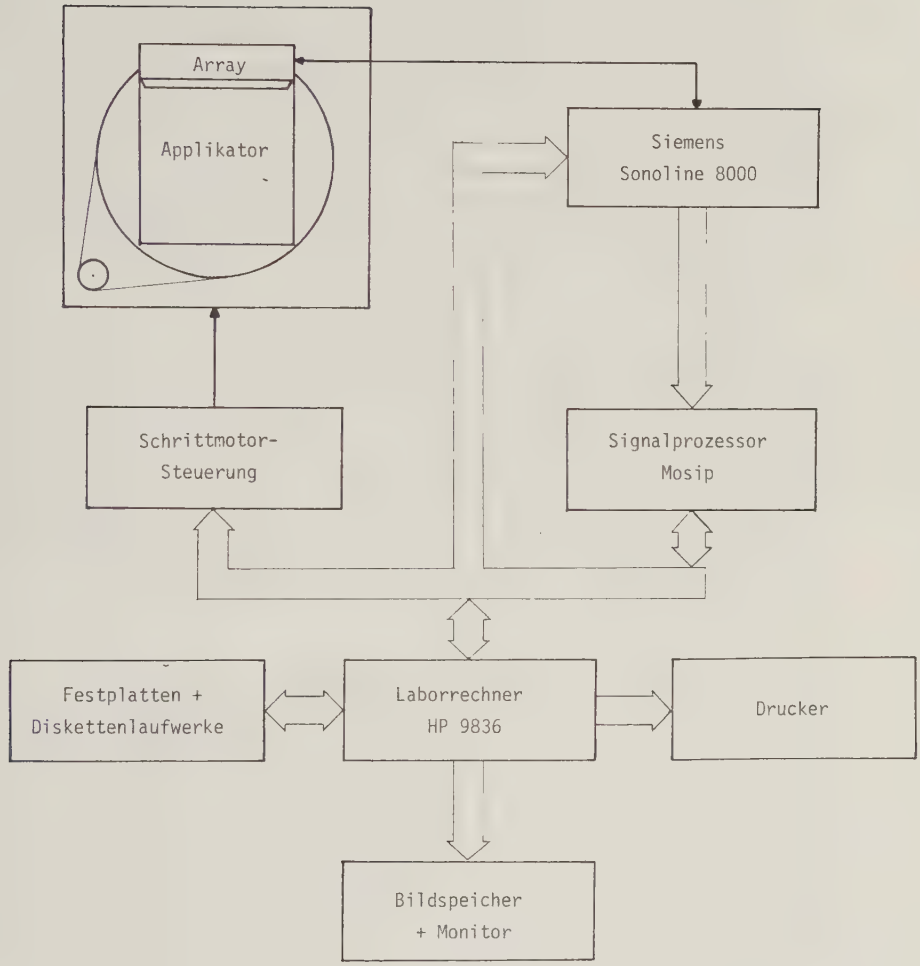


Abb. 6-2: Blockschaltbild der UCTR-Laboranlage

strahl unmittelbar unterhalb der Wasseroberfläche geführt werden, was für viele Untersuchungen günstig ist. Zusätzliche Störungen ergeben sich im B-Bild hierdurch nicht, da der Umlenkwinkel so groß gewählt wurde, daß Totalreflexion am Übergang Wasser - Aluminium auftritt. Im Aluminium können also keine akustische Wellen angeregt werden. Ein in Abb. 6-3d sichtbares zweites lineares Array dient zur Durchführung von Transmissionsmessungen, die in dieser Arbeit jedoch nicht weiter ausgeführt werden. Der maximale Aspektwinkelbereich beträgt hier 354°, es steht also praktisch der Vollkreis zur Verfügung. Eingesetzt sind, wie im Schilddrüsenapplikator, Arrays mit 5 MHz Mittenfrequenz. Dieser Applikator eignet sich außer für Hodenuntersuchungen generell gut für Messungen an Phantomen oder "in vitro"-Messungen.

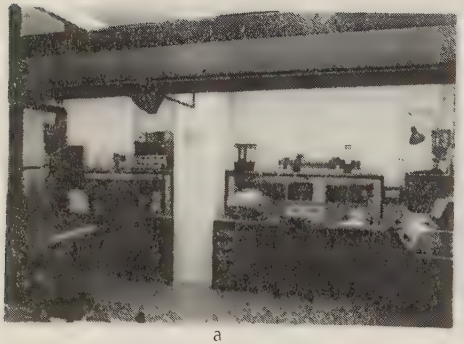
Der dritte Applikator ("Mammaapplikator") (Abb. 6-3e und 6-3f) dient zur Untersuchung der weiblichen Brust. Innerhalb eines großen Wasserbeckens, das in einer Liege integriert ist, befindet sich ein um zwei Achsen drehbar gelagertes lineares Array mit 3,5 MHz Mittenfrequenz. Die Patientin befindet sich bei der Untersuchung in Bauchlage auf der Liege, wobei eine Brust in das Wasserbecken hängt. Das Array wird mittels Schrittmotoren in einer Schnittebene senkrecht zur Thoraxwand um die Brust geführt. Erreichbar ist ein Aspektwinkelbereich von 110°.

Diese Applikatoren werden wahlweise an das B-Scan-Gerät Sonoline 8000 angeschlossen. Der B-Scanner verfügt u.a. über maximal 4 Sendefoki, dynamische Empfangsfokussierung und eine in 4 Bereiche unterteilte TGC-Regelung. Zur Erstellung der UCTR-Aufnahmen war jeweils nur ein Sendefokus aktiv, da in anderen Fällen zusätzliche Störungen bereits im B-Bild auftraten. Dieses B-Bild-Gerät ist intern im wesentlichen in digitaler Schaltungstechnik aufgebaut. Unmittelbar nach der (noch analogen) TGC-Verstärkung werden die ankommenden Signale mit 20 MHz Taktfrequenz digitalisiert und quantisiert (6-Bit-Quantisierung). Nach verschiedenen Signalverarbeitungsprozessen (dynamische Empfangsfokussierung, Gleichrichtung, Datenreduktion) wird das komplette B-Bild in einem 256·128 Pixel großen Digitalspeicher eingeschrieben. Nur dieser Speicherinhalt war für die weitere UCTR-Datenverarbeitung verfügbar.

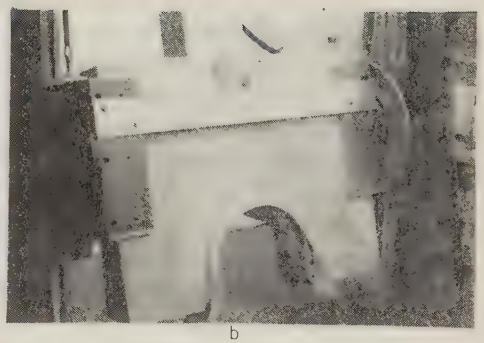
Über eine schnelle Parallelschnittstelle mit maximal 2 Mbyte/s Übertragungskapazität wurde der Speicherinhalt des B-Scanners bei bestimmten Winkelpositionen des Arrays im Applikator in den kommerziellen Signalprozessor MOSIP (Fa. MEDAV, Buckenhof) zur UCTR-Rekonstruktion übertragen. Dieser Prozessor ist in Bit-Slice-Technik mit 16 Bit breiten Datenbus aufgebaut. Der MOSIP ist der kommerzielle Nachfolger eines am Lehrstuhl für Nachrichtentechnik der Universität Erlangen-Nürnberg entwickelten mikroprogrammierbaren Bit-Slice-Prozessors für die digitale Signalverarbeitung. Zur Beschleunigung von arithmetischen Operationen verfügt er neben der üblichen CPU über einen sogenannten "Vektorprozessor". Der MOSIP ist mikroprogrammierbar, wobei üblicherweise eine Anzahl separater Mikroprogramme einen Assembler-Befehlssatz erzeugt. Der Benutzer programmiert dann in Assembler. Zur Verrechnung eines B-Bildes (Adressenberechnung für Pixelmatrix und Interpolation) benötigte dieser Prozessor 2,2 sec, wobei durch eine später erfolgte Mikroprogrammerweiterung /149/ eine weitere Geschwindigkeitssteigerung möglich ist. Die Datenverarbeitung erfolgte hier im 16-Bit-Festkommaformat. Nach vollständigem Aufbau des Summationsbildes wurde es wahlweise zweidimensional invers gefiltert oder ungefiltert direkt an den Steuerrechner HP9836 über eine schnelle Parallelschnittstelle ausgegeben.

Der Laborrechner HP9836 von Hewlett-Packard ist mit einem "68000"-Mikroprozessor von Motorola als CPU und zusätzlich mit einem Floating-Point-Coprozessor ausgestattet, und er besitzt hervorragende Möglichkeiten zur Steuerung peripherer Meßgeräte. In der aufgebauten Laboranlage wurde er als zentraler Steuerrechner eingesetzt. Alle genutzten Meßgerate einschließlich MOSIP wurden von dieser Stelle zentral gesteuert, wobei verschiedenartige Interfaces (schnelle 16-Bit-Parallelschnittstelle, IEC-Bus, V-24 Schnittstelle) je nach Aufgabenstellung und Geschwindigkeitsanforderung, genutzt wurden.

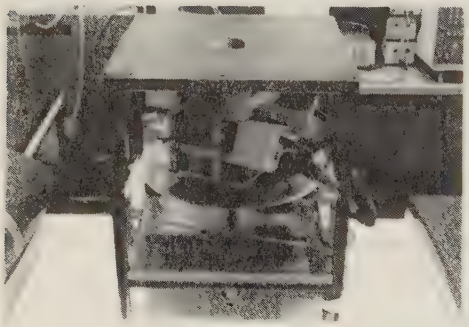
Nach Zwischenspeicherung der rekonstruierten Bilder im HP9836 konnten diese auf Diskette und/oder auf einem speziellen Bildspeicher ausgegeben und damit auf einem Monitor dargestellt werden.



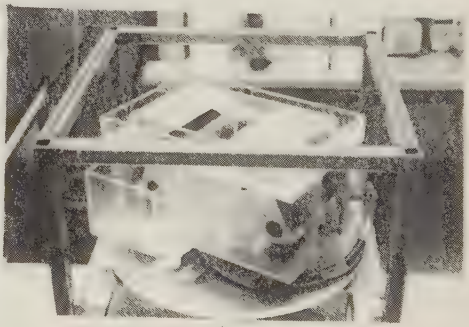
a



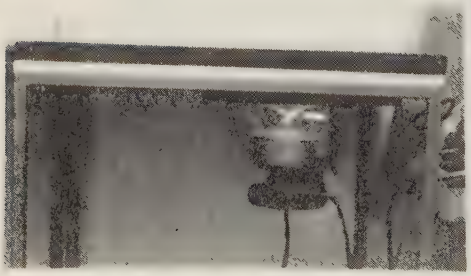
b



c



d



e

f

Abb. 6-3: Photographien der realisierten UCTR-Analge
Erläuterungen siehe nächste Seite

Abb. 6-3: Photographien der realisierten UCTR-Anlage
a) UCTR-Laboranlage
b) Schilddrüsenapplikator
c) Hodenapplikator
d) Hodenapplikator (Sitzfläche entfernt)
e) Mammaapplikator, Seitenansicht
f) Mammaapplikator, Wasserbecken mit Array

Der Bildspeicher wurde am Lehrstuhl für Hochfrequenztechnik selbst entwickelt und aufgebaut. Er verfügt über 3 Farbebenen (RGB) mit je 256·256 Bildpunkten. Jede Speicherebene besitzt eine Wortbreite von 8 Bit, d.h. es können pro Ebene 256 Graustufen dargestellt werden. Ausgangsseitig verfügt er über Norm-Videoausgänge mit einem separaten Synchronisationsausgang. Wahlweise kann das Synchronisationssignal auch direkt einem Videoausgang aufgeprägt werden. Eingangsseitig erfolgt die Kopplung mit dem Rechner über ein IEC-Bus-Interface.

Ebenfalls am Lehrst. für Hochfrequenztechnik wurde ein Schrittmotorsteuergerät zur Positionierung der Ultraschallarrays in den Applikatoren entwickelt. Dieses Gerät ist vollkommen modular aufgebaut. Von einem CPU/Interface-Block (IEC-Bus) können bis zu vier Schrittmotoren gleichzeitig gesteuert werden. Die Steuerung für jeden Schrittmotor untergliedert sich wiederum in einen digitalen Steuerteil und einen Leistungsteil. Je nach eingesetztem Leistungsteil können beliebige Schrittmotoren angeschlossen werden. Der Digitalsteuereinschub ist so aufgebaut, daß sowohl Hand- als auch Fernbedienung über den Rechner möglich ist.

In Abb. 6-3a ist der Laboraufbau dargestellt. Ganz links im Bild ist der Schilddrüsenapplikator zu sehen, rechts dahinter auf dem Fußboden der Hodenapplikator, darüber der eingesetzte B-Scanner. Über dem

B-Bild-Gerät sind das Motorsteuergerät (ganz oben), der Signalprozessor MOSIP und ein (in diesem Meßaufbau nicht verwendeter) Transientenrecorder zu sehen. In der Bildmitte befindet sich der Laborrechner HP9836 mit Winchesterlaufwerk und Drucker. Am rechten Bildrand kann der Ausgabemonitor und ein Typenraddrucker für Meßprotokollausdrucke erkannt werden.

7. Experimentelle Untersuchungen

In den vorangegangene Abschnitten wurde der UCTR-Algorithmus mit beliebigen Aspektwinkelbereich theoretisch abgeleitet und versucht, das Verhalten der Summations- und gefilterten Bilder vorherzusagen. Es wurde jedoch bei der Ableitung deutlich, daß dies nur eingeschränkt möglich ist, da viele Voraussetzungen zu machen sind, deren Gültigkeit erst anhand von Versuchsaufnahmen beurteilt werden kann. Ein wesentliches Phänomen, der Speckleeffekt, wurde bereits im Abschnitt 5 erörtert. Weitere ermittelte Eigenschaften des Verfahrens werden in diesem Kapitel anhand von gemessenen Bildern demonstriert, wobei einerseits Phantomaufnahmen zur gezielten Abschätzung des Einflusses einzelner Effekte durchgeführt wurden, andererseits ein wesentlicher Schwerpunkt bei der Darstellung von "in-vivo" abgebildeten Organen liegt.

Zunächst sollen noch einige allgemeine Anmerkungen getroffen werden, die alle gemessenen Bilder betreffen. Alle Bilder setzen sich aus 128 · 128 Bildpunkten zusammen. Die Bildgröße (d.h. der rekonstruierte Objektbereich) variiert. Zur Größenkennzeichnung sind am unterem und rechtem Bildrand Markierungen angebracht. Der Abstand zweier Markierungen beträgt immer 10 mm. Der genutzte Aspektwinkelbereich wird mit "WB" abgekürzt, die Anzahl der aufsummierten Bilder mit "N", für ein Summationsbild wird kurz "Sum." geschrieben und für ein zweidimensional invers gefiltertes Bild "gef.". Alle Aufnahmen mit Ausnahme von Abb. 7-27 und 7-28 wurden mit einem Array mit 5 MHz Mittenfrequenz aufgenommen. Für Abb. 7-27 und 7-28 kam ein Array mit 3,5 MHz Mittenfrequenz zum Einsatz. Die Anzahl der möglichen Graustufen beträgt 256 bei einer linearen Helligkeitsstufung. Schwarz entspricht dem kleinsten Bildwert, weiß der maximalen auftretenden Bildamplitude. Eventuell auftretende negative Bildamplituden (im gefilterten Bild) werden zu Null gesetzt. Es sei angemerkt, daß die in den S/W-Photoabzügen effektiv wahrnehmbare Anzahl der Graustufen wesentlich geringer als 256 ist.

7.1 Untersuchungen an Phantomen und "in-vitro"-Aufnahmen

Reale Objekte lassen sich grob in drei Klassen einteilen:

- isolierte Steuzentren (z.B. dünne Gefäße),
- sehr hohe Anzahl von Streuern pro Auflösungszelle (z.B. homogenes Gewebe),
- diffus oder spiegelnd reflektierende Grenzflächen (z.B. Organgrenzen).

In biologischen Objekten existieren alle Klassen gewöhnlich nebeneinander. Zur Charakterisierung der jeweils entstehenden Effekte, wurden verschiedene Phantomobjekte untersucht.

Abb. 7-1a zeigt ein aufgebautes Fadenphantom mit 3 µm starken Nylonfäden, die in Abständen von 0,7 mm bis zu 7 mm gespannt sind. Mit einem derartigen Objekt lassen sich im Wasserbad hervorragend Punktbildfunktionen sowie die Änderung der PBF über dem Ort messen. Querschnitte durch dieses Phantom sind in 7-1b bis 7-1f abgebildet.

Ein wesentliches Charakteristikum des B-Bildes ist in Abb. 7-1b klar zu erkennen: Die axiale Auflösung ist hier etwa um den Faktor drei besser als die laterale Auflösung. Die PBF ändert sich über dem dargestellten Bereich nur relativ wenig. Die sehr hellen Reflexe an den Bildrändern rühren von den drei Plexiglaspfosten zur mechanischen Stabilisierung des Fadenphantoms her. Im Bereich der sehr eng gespannten Fäden sind diese einzeln nicht mehr auflösbar (die Fadenabstände liegen teilweise unter der in Tabelle 6-2 angegebenen axialen und lateralen Auflösung des B-Bild-Gerätes), außerdem sind einzelne Fäden aufgrund von Interferenzeffekten bzw. Abschattung durch die Plexiglaspfosten kaum sichtbar.

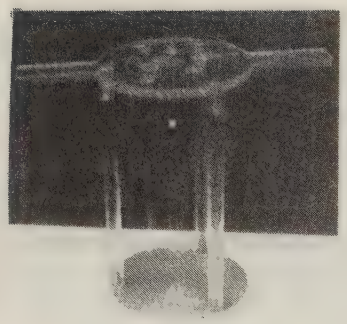
Im Summationsbild mit 90° Winkelbereich (Abb. 7-1c) sind die PBF's noch in etwa gleichem Maße anisotrop wie im B-Bild. Da sich wegen der Aufsummation Interferenzeffekte nicht mehr bemerkbar machen und außerdem kein Faden völlig abgeschattet bleibt, sind alle Fäden deut-

lich zu sehen, wobei sie wie im B-Bild im Bereich der eng gespannten Fäden nicht aufgelöst werden. Durch inverse Filterung (Abb. 7-1d) kann die 6-dB Auflösung nur geringfügig geändert werden, jedoch wird der "Sockelbereich" gegenüber den Summations-PBF's reduziert. Dies wirkt subjektiv als eine Kontrasterhöhung.

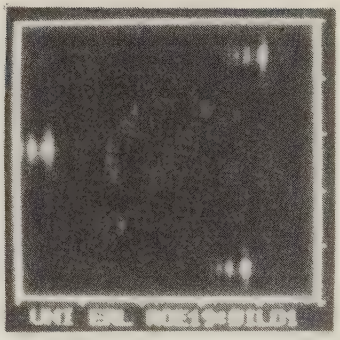
Bei 354° Winkelbereich (Abb. 7-1e) wird die Auflösung im Summationsbild isotrop, jedoch reduziert sie sich gegenüber der axialen Auflösung im B-Bild. Die einzelnen Fäden erscheinen als verschmierte Punkte. Durch Filterung (Abb. 7-1f) wird ein Auflösungsgewinn um etwa den Faktor zwei erreicht (20 dB-Punkt, siehe Tabelle 6-2). Hierdurch sind fast alle Fäden auflösbar. Eine Gruppe von drei Fäden mit je 0,7 mm Abstand erscheint aber noch zusammenhängend. Da die 6 dB-Auflösung im gefilterten Bild jedoch mit 0,81 mm größer als dieser Abstand ist, kann dies nicht anders erwartet werden.

Der Spiegelungseffekt kann anhand von "in-vitro"-Aufnahmen eines Rinderauges hervorragend demonstriert werden. Abb. 7-2 zeigt Summationsbilder mit verschiedenen Aspektwinkelbereichen. Im Bild 7-2f (WB=354°) läßt sich der gesamte Augenquerschnitt sehr gut erkennen. Vorder- und Rückwand der Hornhaut ist klar zu differenzieren, die Konturen sind vollständig abgebildet. Gleiches gilt für die Augenlinse. In der Augenrückwand hebt sich die Netzhaut vor dem restlichen Gewebe ab. Drei sehr helle Reflexe (links unten, rechts oben und linkes Bilddrittel oben vor der Hornhaut) stammen von einem Drahtgestänge zur Objektfixierung.

Bei Reduktion des Winkelbereichs machen sich die spiegelnden Eigenschaften der verschiedenen Objektteile bemerkbar. Zunächst geht die Helligkeit der Linsenrückwand stark zurück, die Kontur bleibt aber bei WB=180° (Abb. 7-2e) noch vollständig sichtbar (zumindest auf den Originalbildern auf dem Monitor). Bei weiterer Verminderung des Winkelbereichs verschwinden zunächst Konturteile der Linsenrückwand, ferner erscheinen Teile der Augenrückwand links und rechts im Bild immer dunkler, was darauf hindeutet, daß die Netzhaut partiell spiegelnd wirkt. Bei WB=90° (Abb. 7-2d) bleibt die Hornhautkontur bemer-



a

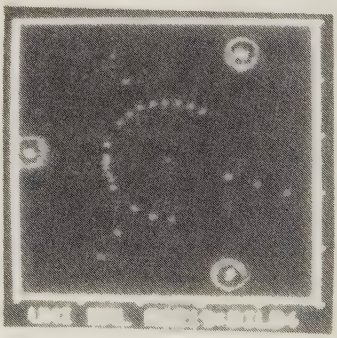


b

c

d

e



f

Abb. 7-1: Erläuterung siehe nächste Seite

Abb. 7-1: Aufnahmen eines Fadenphantoms zur Demonstration der Punktbildfunktion und Auflösung
a) Fotographie des Fadenphantoms
b) B-Bild
c) Sum., WB=90°, N=30
d) gef., WB=90°, N=30
e) Sum., WB=354°, N=30
f) gef., WB=354°, N=30

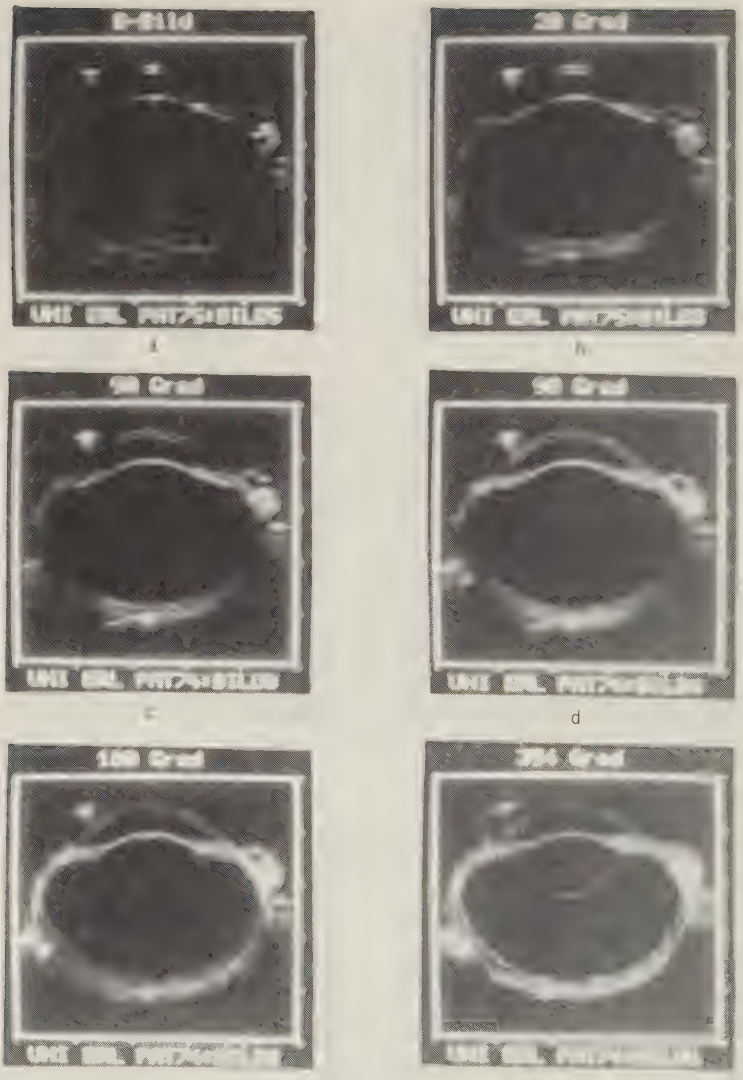
---

kenswerterweise noch vollständig abgebildet.

Der maximale Aspektwinkelbereich der bei "in-vivo"-Untersuchungen am menschlichen Auge erreicht werden kann, beträgt etwa 50°. Abb. 7-2c zeigt, was dann an Konturen noch dargestellt werden kann. Gegenüber dem B-Bild (Abb. 7-2a) verbessert sich die Konturdarstellung erheblich, wenngleich alle Konturen noch unvollständig bleiben. Bereits bei sehr kleinen Winkelbereichen (Abb. 7-2b) wird die Speckleunterdrückung, d.h. die homogenere Darstellung gegenüber dem B-Bild deutlich, was vor allem bei Augenrückwand und der Linsenvorderwand auffällt. Bemerkenswerterweise wird die Linsenvorderwand bereits im B-Bild vollständig abgebildet, was auf die geringe Krümmung zurückzuführen sein dürfte.

Mit den Abb. 7-3 bis 7-5 werden Eigenschaften des UCTR-Verfahrens demonstriert, die vor allem für die Werkstoffprüfung mit Ultraschall interessant sein werden.

Abb. 7-3 zeigt die Abbildung eines Kunststoffgetriebes. Die Zahnräder stellen eine komplexe Oberflächenstruktur dar. Der größte Anteil der Schallenergie wird an der Oberfläche reflektiert, wobei es wegen der gezackten Struktur in der Größenordnung der Wellenlänge zu Beugungs- und Interferenzeffekten kommt. Das Resultat dieser Effekte ist im B-Bild (7-3b) deutlich zu sehen. Durch die Mittelung im Summationsbild (7-3c) werden die Auswirkungen dieser Effekte offensichtlich



a

b

c

d

e

f

Abb. 7-2: Erläuterung siehe nächste Seite

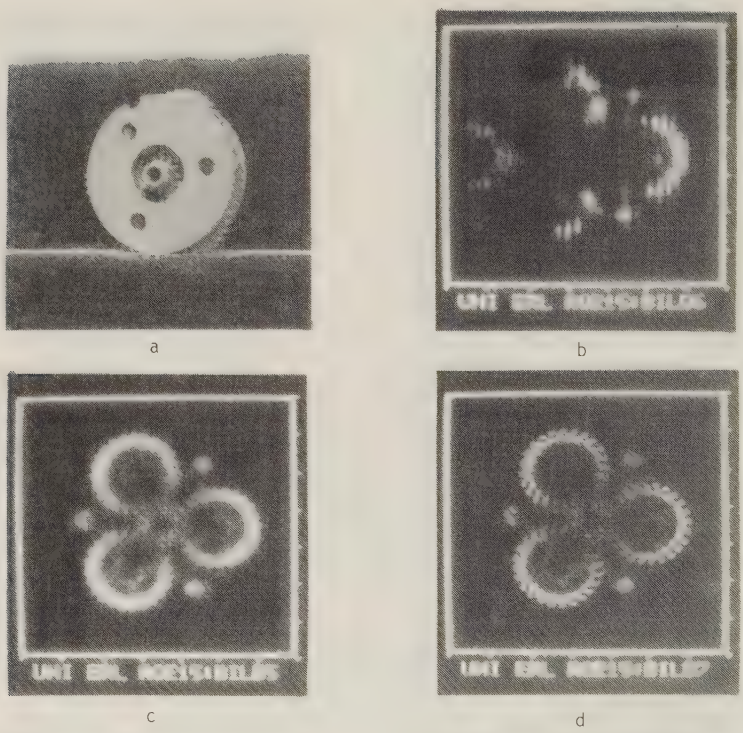
Abb. 7-2: "in-vitro"-Aufnahmen eines Rinderauges
a) B-Bild
b) Sum., WB=20°, N=30
c) Sum., WB=50°, N=30
d) Sum., WB=90°, N=30
e) Sum., WB=180°, N=30
f) Sum., WB=354°, N=30

---

wesentlich reduziert, so daß auch eine inverse Filterung (7-3d) zur einer Bildverbesserung führt, obwohl die Voraussetzungen für die Anwendung der Filterung eigentlich nicht gegeben sind. Das UCTR-Verfahren ist gegenüber Abweichungen der vorausgesetzten Objekteigenschaften offensichtlich sehr unempfindlich.
In Abb. 7-3d ist die Grund- und Deckplatte des Getriebes kaum noch zu sehen. Daraus kann die Bündelung des Schallfeldes senkrecht zur Bildebene zu etwa 6 mm abgeschätzt werden.

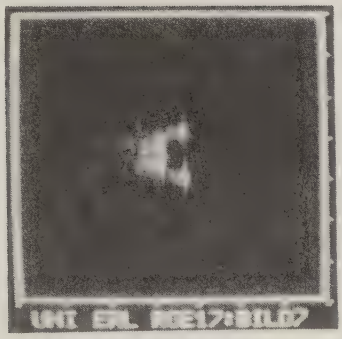
Abb. 7-4 und 7-5 zeigen Querschnitte durch ein Aluminium-U- bzw. L-Profil. Während in den B-Bildern (7-4a, 7-5a) sehr viele Störsignale, hervorgerufen durch Mehrfachreflektionen zwischen Aluminiumvorder- und Rückwand, zu sehen sind, sind diese in den Summations- und gefilterten Bildern wesentlich reduziert. Typisch sind die sehr hellen Reflexe an den Eckpunkten, da diese unabhängig von der Winkelstellung des Arrays Schallsignale in Einstrahlrichtung reflektieren, während die geraden Strecken spiegelndes Verhalten aufweisen, und somit nur dann einen Beitrag zum Bild liefern, wenn der Schallstrahl senkrecht auf der ebenen Fläche steht.

Innerhalb des U-Profils befindet sich eine Gewindebohrung, die im B-Bild (7-4a) nicht wahrgenommen werden kann, im Summationsbild jedoch feststellbar ist (Abb. 7-4b). Dies kann wesentlich auf die Reduktion der Pegel der Vielfachreflektionen durch die Summation zurückgeführt werden. Durch die Filterung (7-5c) wird die Wahrnehmbarkeit weiter verbessert.

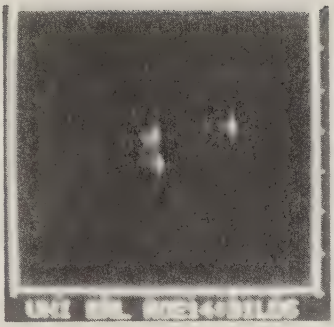


a b c d

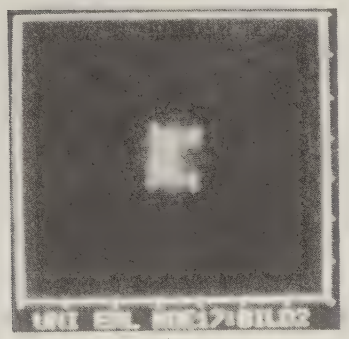
Abb. 7-3: Abbildung eines Kunststoffgetriebes
a) Fotographie des Objekts
b) B-Bild
c) Sum., WB=354°, N=30
d) gef., WB=354°, N=30



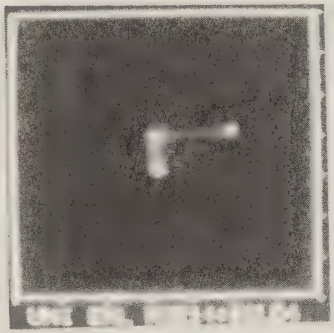
a



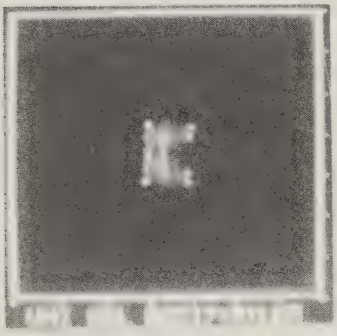
a



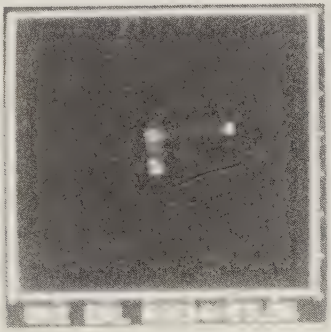
b



b



c



c

Abb. 7-4:

Abb. 7-5:

Erlauterungen siehe nachste Seite

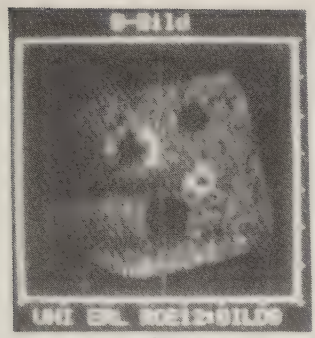
Abb. 7-4: Aluminium-U-Profil mit Gewindebohrung
a) B-Bild
b) Sum., WB=354°, N=60
c) gef., WB=354°, N=60

Abb. 7-5: Aluminium-L-Profil
a) B-Bild
b) Sum., WB=354°, N=30
c) gef., WB=354°, N=30

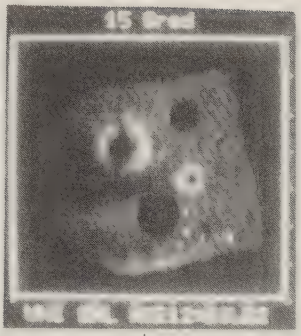
Durch die inverse Filterung beim L-Profil (7-5c) kann die Vorder- und Rückwand des kurzen Schenkels noch aufgelöst werden, im Summationsbild (7-5b) sind diese dagegen kaum getrennt wahrnehmbar.

Neben dem im Abschnitt 5 verwendeten Kretzphantom wurde ein Schaumstoffblock zur Simulation von weichem Gewebe mit dessen typischen Speckleverhalten abgebildet (Abb. 7-6). Dabei muß angemerkt werden, daß der mittlere Abstand der dünnen Schaumstoffwände wesentlich grösser als der mittlere Streuerabstand im realen Gewebe ist. Dadurch sinkt das Specklesignalrauschverhältnis (/163/), d.h. die Abbildungsverhältnisse sind bezogen auf das Speckleverhalten ungünstiger als im realen Gewebe. Während im Kretzphantom nur ein Kreisring, d.h. ein ausgedehnter Bereich, streuerfrei war, konnten durch Einbringen kleiner Löcher in den Schaumstoff Zysten (= Ansammlung von Gewebeflüssigkeit) simuliert werden. Im verwendeten Schaumstoffblock wurden fünf kreisförmige Löcher mit 2 mm bis 10 mm Durchmesser eingestanzt, sowie ein Langloch mit 1 · 2 mm Kantenlänge. Zwei Löcher (mit 4 und 8 mm Durchmesser) sind in den Bildern von hellen Kreisringen umgeben, die von in den Schaumstoff eingedrungenen und ausgehärteten Silikon herrühren. Weitere kleine helle Stellen stammen von Luftblasen im Objekt, die nicht vom Wasser verdrängt wurden.

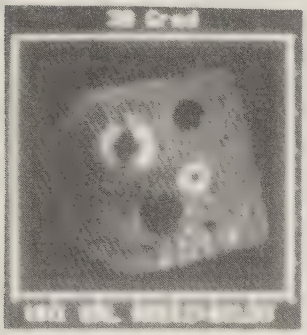
Abb. 7-6a zeigt das B-Bild, Summationsbilder mit verschiedenen, in den Bildüberschriften angegebenen Winkelbereichen sind in Abb. 7-6b bis



a



b



c

d

e

f

Abb. 7-6: Erläuterung siehe nächste Seite

g

h

Abb. 7-6: Schaumstoffblock mit eingestanzten Löchern zur Simulation von weichem Gewebe
a) B-Bild
b) bis g) Sum., Winkelbereich ist jeweils in der Bildüberschrift angegeben, N=30
h) gef., WB=354°, N=30

7-6g zu sehen. Im B-Bild (7-6a) sind die zwei kleinsten Löcher nicht erkennbar, sie werden vom Specklemuster überdeckt. Jedoch sind bereits im Summationsbild mit nur 15° Winkelbereich (7-6b) diese kleinen Löcher ohne Schwierigkeiten zu detektieren. Bei vergrößerten Winkelbereich wird im wesentlichen nur noch des Speckle-Signalrauschverhältnis verbessert, sowie der vom eingedrungenen Silikon verursachte "Schallschatten" immer weiter verschmiert. Abb. 7-6h stellt das gefilterte Bild dem Summationsbild (7-6g) gegenüber. Feststellbar ist eine verbesserte Auflösung (schärfere Darstellung der hellen Ringe um zwei Löcher). Auffällig ist ferner die granulare Struktur des Objekts, die an die Originalstruktur des Schaumstoffs erninnert. Da sich diese Struktur bei geringen Variationen der Schnittebene ebenfalls nur wenig ändert, und der mittlere Abstand der Schaumgummiwände in der Grös-

senordnung der Systemauflösung liegt, wurde von HILLER /141/ die Vermutung geäußert, daß tatsächlich die Originalstruktur abgebildet sein könnte. Nach den in Abschnitt 5 durchgeführten Untersuchungen kann dies leider nicht bestätigt werden. Die dargestellte Struktur ist ein durch hochfrequente Interferenzen hervorgerufenes Störmuster, das auch im Summationsbild vorhanden ist, jedoch durch den Hochpaßcharakter der inversen Filterung verstärkt wird. Das Specklemuster ändert sich im übrigen bei, bezogen auf die Schallwandlerapertur, kleinen Verschiebungen der Schnittebene ebenfalls nur wenig.

7.2 "In-vivo"-Abbildungen verschiedener Organe

7.2.1 Schilddrüsenabbildungen

Mit dem im Abschnitt sechs erläuterten Schilddrüsenapplikator wurden insgesamt 21 Patienten untersucht. Eine Auswahl typischer Aufnahmen wird hier vorgestellt und erläutert.

Abb. 7-7 und 7-8 zeigen Aufnahmen zweier gesunder Schilddrüsen. Abb. 7-7a (Summationsbild) und 7-7b (gef. Bild) kann als ein typisches Beispiel einer Schilddrüse ohne Befund betrachtet werden. Sie wird als homogener heller Bereich abgebildet, der symmetrisch um der Trachea (dunkler kreisförmiger Bereich, mit hellen Rand vom Übergang Tracheawand - Luft) anliegt. Links und rechts der Schilddrüse sind jeweils Vene und Arterie als dunkle Kreise mit etwa 7 mm Durchmesser zu erkennen. Der sehr helle ausgedehnte Bogen am oberen Bildrand wird von der Latexfolie des Applikators und der oberen Hautschicht des Patienten verursacht. Zwei schräg gestellte helle Streifen mit etwa 1 cm Länge im unteren Bilddrittel sind bereits den Wirbeln zuzuordnen. Der graue Bereich innerhalb der Luftröhre stellt ein Artefakt dar, hervorgerufen durch Vielfachreflexionen. Sie wirken sich diagnostisch im allg. nicht aus, da im Summationsbild und gefilterten Bild eine scharfe Abgrenzung zwischen Tracheainnen- und außenraum möglich ist. Das gefilterte Bild unterscheidet sich vom Summationsbild wenig, es ist lediglich eine gewisse Kontraststeigerung zu erkennen (die auch

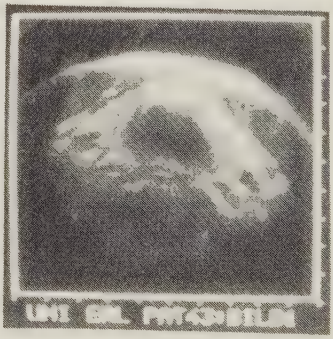
7-7a

7-7b

7-8a

7-8b

7-8c



7-8d

Erläuterungen siehe nächste Seite

Abb. 7-7: Schilddrüse, ohne Befund
a) Sum., WB=155°, N=30
b) gef., WB=155°, N=30

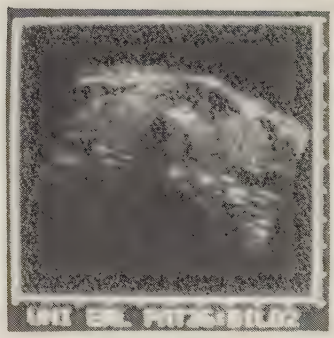
Abb. 7-8: Schilddrüse, ohne Befund
a) B-Bild
b) Sum, WB=30°,N=30
c) Sum, WB=60°,N=30
d) Sum, WB=155°, N=30

---

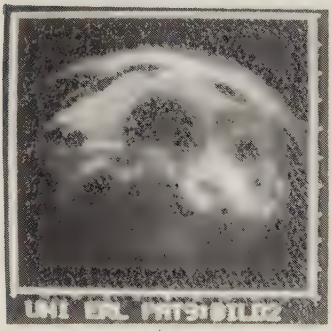
durch andere Maßnahmen z.B. "Graustufenentzerrung" (/148/) zu erreichen ist). Dies ist wegen des bereits guten lateralen zu axialen Auflösungsverhältnisses des verwendeten B-Scanners und dem zusätzlich sehr homogenen Bildinhalt auch nicht anders zu erwarten. Das B-Bild und Summationsbilder einer anderen gesunden Schilddrüse sind in Abb. 7-8 zu sehen. Das B-Bild (7-8a) ist stark specklebehaftet, die Trachea ist zwar zu sehen, aber nicht scharf vom Gewebe abzugrenzen. Bereits das Summationsbild mit 30° Winkelbereich (7-8b) reduziert Speckle wesentlich, bei größeren Winkelbereichen (WB=60° bei 7-8c, WB=155° bei 7-8d) ist subjektiv diesbezüglich keine weitere Verbesserung feststellbar. Jedoch werden bei größeren Winkelbereichen auch Teile der Schilddrüse gut dargestellt, die bei geringem Winkelbereich z.B. durch die Trachea abgeschattet werden. Als Nachteil im Summationsbild ist die Unschärfe der Abbildung im Bereich der Arterien und Venen festzustellen. Diese pulsieren im Rhythmus des Herzschlags, der Aufnahmezeitpunkt der Teilbilder wurde hier jedoch nicht darauf abgestimmt. Eine derartige Triggerung des Zeitpunktes der Teilbilderfassung ist z.B. mittels eines EKG-Gerätes prinzipiell jedoch ohne weiteres möglich.

In Abb. 7-9 ist eine Schilddrüse mit Karzinom auf der rechten Seite zu sehen. Innerhalb des Karzinoms liegt eine Zyste (dunkler Bereich). Während im B-Bild (7-9a) eine genaue Abgrenzung zwischen gesundem und erkranktem Gewebe nicht möglich ist, kann diese im Summationsbild

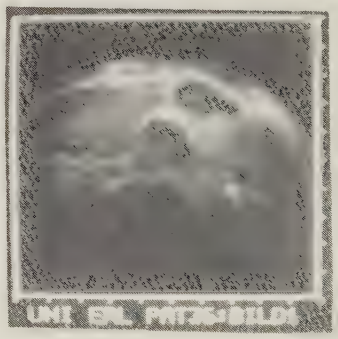
a



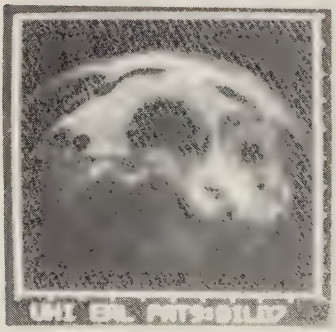
a



b



b



c

c

Abb. 7-9:

Abb. 7-10:

Erlauterungen siehe nachste Seite

Abb. 7-9: Schilddrüse mit Karzinom und Zyste
a) B-Bild
b) Sum., WB=155°, N=30
c) gef., WB=155°, N=30

Abb. 7-10: Schilddrüse mit Zyste und alter Einblutung innerhalb der Zyste
a) B-Bild
b) Sum., WB=155°, N=30
c) gef., WB=155°, N=30

(7-9b) und gef. Bild (7-9c) ohne Schwierigkeiten vorgenommen werden.

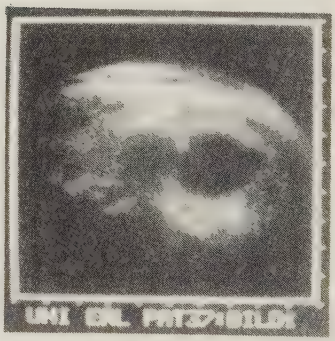
Abb. 7-10a zeigt ein Schilddrüsen-B-Bild mit einem dunklen Bezirk rechts oberhalb der Trachea. Eine Diagnose nach dem B-Bild war in diesem Fall z.B. nicht möglich, da einerseits die äußere Struktur des Areals auf eine Zyste (d.h. angesammelte Gewebsflüssigkeit) hindeutete, andererseits aber auch Echos innerhalb des Bezirks klar zu erkennen sind, was auf einen soliden Tumor schließen läßt. Klarheit brachte hier das Summationsbild (7-10b) und gef. Bild (7-10c). Der Verdacht auf Vorliegen einer Zyste konnte be- stätigt werden. Die Echos innerhalb der Zyste stammen von einer alten Einblutung. Insbesondere im gef. Bild ist gut zu erkennen, wie der Blutschwamm noch von einem schmalen dunklen Streifen aus Gewebsflüssigkeit umgeben ist.

Ein völlig anderes Erscheinungsbild als die bisherigen Aufnahmen zeigt die Schilddrüse in Abb. 7-11. In der abgebildeten Querschnittsebene füllt sie vollständig den vorderen Halsraum aus, eine Abgrenzung zu anderen Organen ist nicht zu erkennen. Auffällig ist der helle Bereich auf der linken Bildseite, der als Adenom diagnostiziert wurde.

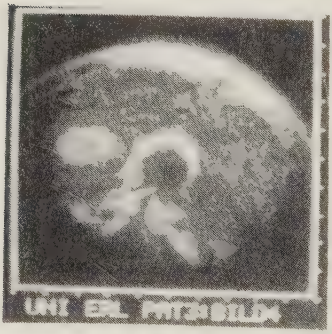
In Abb. 7-12 ist eine Schilddrüse mit einer großen Zyste auf der

a

a



b



b

c

Abb. 7-11:

Abb. 7-12:

Erläuterungen siehe nachste Seite

Abb. 7-11: Schilddrüse mit Adenom
a) Sum., WB=155°, N=30
b) gef., WB=155°, N=30

Abb. 7-12: Schilddrüse mit großer Zyste
a) B-Bild
b) Sum., WB=155°, N=30
c) gef., WB=155°, N=30

---

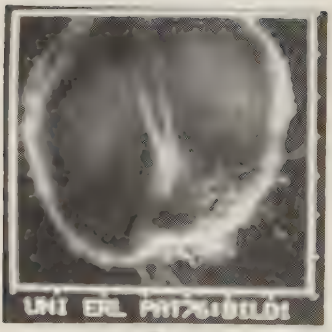
rechten Seite zu sehen. Mittels B-Bild (7-12a) ist eine klare Entscheidung, ob die Zyste bereits die Trachea berührt, nicht zu treffen. In derartigen Fällen wird in der Klinik bisher zusätzlich zur Ultraschalluntersuchung eine Röntgenaufnahme vorgenommen. Mittels Summationsbild (7-12b) oder gef. Bild (7-12c) kann jedoch eine klare (in diesem Fall positive) Entscheidung getroffen werden, so daß bei Einsatz des UCTR-Verfahrens die zusätzliche Untersuchung entfallen könnte.

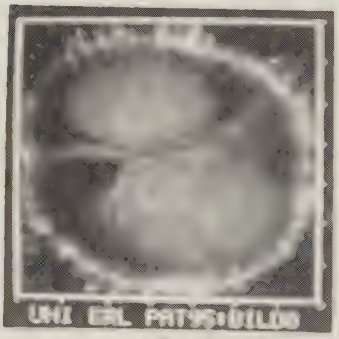
7.2.2 Abbildungen des Hodens

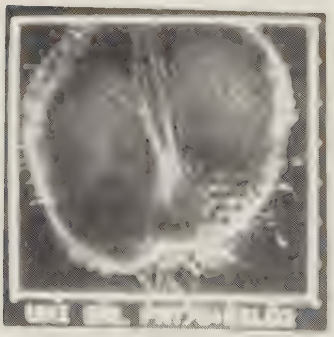
Mit dem im Abschnitt sechs vorgestellten Hodenapplikator wurden eine Reihe von Patienten untersucht. Einige typische Hodenabbildungen seien hier vorgestellt.

Abb. 7-13 zeigt den Querschnitt durch einen gesunden Hoden. Die Hoden erscheinen homogen und füllen den Hodensack nahezu vollständig aus. Der Nebenhoden stellt sich granular dar (im Bild rechts unten). Zwischen Summationsbild (7-13a) und gefilterten Bild (7-13b) sind, abgesehen von der Anhebung der Speckles im gef. Bild, Unterschiede nur im Bereich des Nebenhodens zu erkennen, der feiner aufgelöst wird.

In Abb. 7-14 ist am unteren Hoden auf der linken Bildseite ein abgrenzbarer angewachsener Prozess zu erkennen. Eine eindeutige Diag-







c

Abb. 7-14:

Erlauterungen siehe nachste Seite

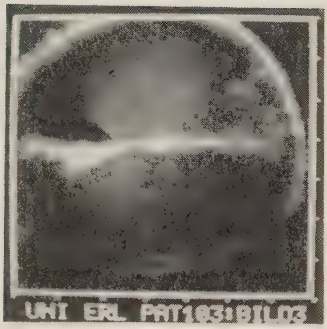
Abb. 7-13: gesunder Hoden
a) Sum., WB=354°, N=30
b) gef., WB=354°, N=30

Abb. 7-14: Hoden mit angewachsenem Prozess
a) B-Bild
b) Sum., WB=354°, N=30
c) gef., WB=354°, N=30

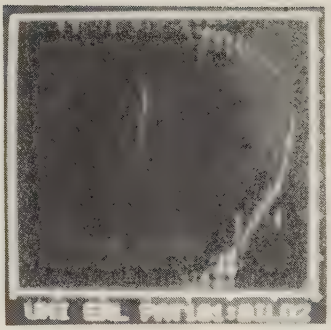
---

nose konnte noch nicht gestellt werden. Während im B-Bild (7-14a) nicht feststellbar ist, ob Gewebe angewachsen ist, oder ob ein Binnenecho (heller Reflex) aus dem Hoden dargestellt wird, kann diese Differenzierung im Summationsbild (7-14b) und gef. Bild (7-15c) eindeutig getroffen werden. Die Grenzschicht wird am deutlichsten im gefilterten Bild dargestellt. Im B-Bild ist ferner der Hodenquerschnitt nur unvollständig abgebildet, und es sind langsam veränderliche Intensitätsfluktuationen feststellbar, die offensichtlich auf das B-Bild-Abbildungssystem zurückgeführt werden können, da sie im Summationsbild nicht mehr enthalten sind.

Abb. 7-15 zeigt eine weitere Hodenerkrankung: Hodenhydrozelen. Hierbei sammelt sich im Hodensack Gewebsflüssigkeit an (als dunkle Bezirke auf der linken Bildseite sichtbar), die die Hoden teilweise verdrängen kann. Zwei Summationsbilder mit unterschiedlichem Winkelbereich sind zum Vergleich abgebildet (Abb. 7-15a: WB=90°, Abb. 7-15b: WB=354°). Bezüglich der Speckleunterdrückung kann subjektiv kein Unterschied festgestellt werden. In Abb. 7-15a werden aber wegen des eingeschränktem Winkelbereiches Objektteile links und rechts unten nur unzureichend abgebildet, wobei die Gefahr einer Fehlinterpretation des rechten dunklen Bezirks als Hydrozele besteht. Aus diagnostischer Sicht bietet das gefilterte Bild (7-15c) gegenüber dem Summationsbild keine zusätzliche Information.

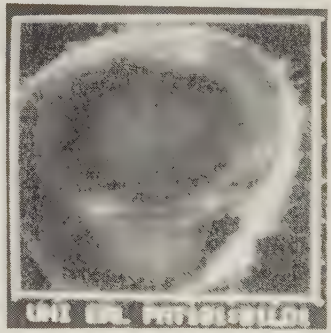


a

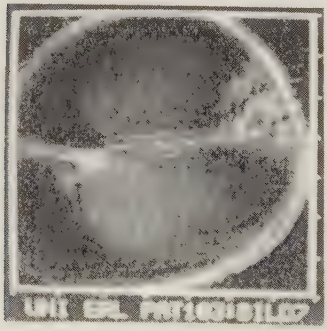


a

b



b



c

c

Abb. [illegible]:

Abb. [illegible]:

Erläuterungen siehe nächste Seite

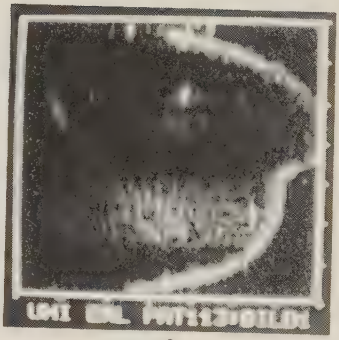
Abb. 7-15: Hoden mit Hodenhydrozelen
a) Sum., WB=90°, N=30
b) Sum., WB=354°, N=30
c) gef., WB=354°, N=30

Abb. 7-16: Hoden mit Tumor im fortgeschrittenen Stadium
a) B-Bild
b) Sum., WB=354°, N=30
c) gef., WB=354°, N=30

Ein Beispiel eines Hodentumors im fortgeschrittenen Stadium ist in Abb. 7-16 zu sehen. Der befallenen Hoden ist gegenüber dem (teilweise zurückgedrängtem) gesunden Hoden wesentlich vergrößert und weist erhebliche Binnenechos auf. Im B-Bild (7-16a) ist der Tumor zwar erkennbar, seine Feinstruktur und genaue Ausdehnung kann jedoch nicht bestimmt werden. Diese sind aus dem Summationsbild (7-16b) ohne Schwierigkeiten zu ermitteln. Das gefilterte Bild (7-16c) hebt die Binnenstruktur des tumorösen Hodens noch stärker hervor.

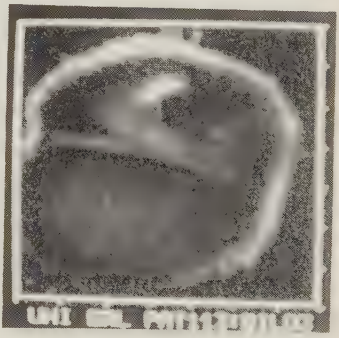
In Abb. 7-17 ist ein Hoden mit Hodenhydrozelen sowie einem Tumor (im Bild links oben, innerhalb des homogenen Hodengewebes) zu sehen. In diesem Fall ist der Tumor im B-Bild (7-17a) wesentlich besser zu erkennen als im Summationsbild (7-17b) oder gef. Bild (7-17c). Dies ist auf die (anlagenspezifische) Aufnahmedauer des Summationsbildes zurückzuführen, die hier etwa 80 Sekunden betrug. Während dieser Zeit kann sich der Hodensack unwillkürlich ausdehnen oder zusammenziehen, was eine Veränderung der Schnittebene zur Folge hat. Da der abgebildete Tumor außerhalb einer speziellen Schnittebene sehr rasch verschwindet, wird er durch die Mittelung im Summationsbild immer mehr verdeckt. Dieser Effekt stellt jedoch keine prinzipielle Schwierigkeit dar, da durch eine schnellere Datenaufnahme und Verarbeitung ein Summationsbild mit 30 Teilbildern in etwa 0,3 Sekunden verarbeitet sein könnte. Dies dürfte für die meisten praktischen Anwendungen ge-

a

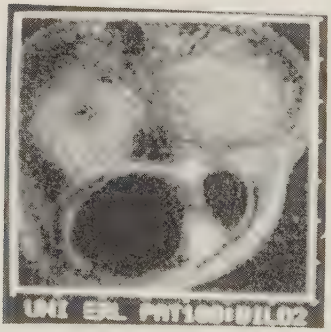


a

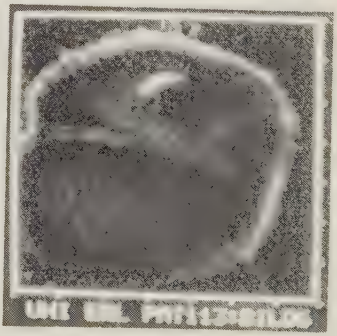
b



b



c



c

Abb. 7-17:

Abb. 7-18:

Erläuterungen siehe nächste Seite

Abb. 7-17: Hoden mit Tumor und Hydrozelen
a) B-Bild
b) Sum., WB=354°, N=30
c) gef., WB=354°, N=30

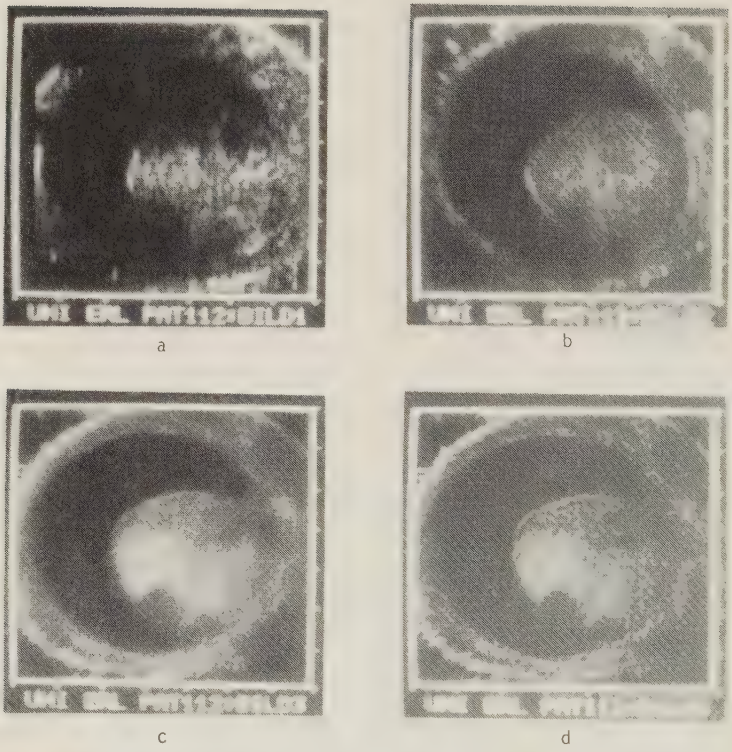
Abb. 7-18: Hoden mit Seminom
a) B-Bild
b) Sum., WB=180°, N=30
c) gef., WB=180°, N=30

---

nügen.

Ein Hodentumor, der als Seminom diagnostiziert wurde, ist in Abb. 7-18 zu erkennen. In diesem Fall bestehen bezüglich der Erkennbarkeit umgekehrte Verhältnisse wie in Abb. 7-17. Während im B-Bild (7-18a) im wesentlichen nur ein heller Reflex im Hoden auszumachen ist, sind im Summationsbild (7-18b) und gef. Bild (7-18c) auch die Ausdehnungen des Seminoms, als dunkler Bereich im Hoden, gut zu erkennen. Die Ursachen für die stark unterschiedliche Ausprägung des Tumors zwischen B-Bild und Summationsbild liegt wieder in der Verschiebung der Schnittebene durch Hodenbewegungen, wobei in diesem Fall im B-Bild der Tumor offensichtlich nur tangiert wurde.

Abb. 7-19 stellt einen Hoden dar, der von einem Tumor vom Typ "Nicht-Seminom" befallen ist. Der zweite Hoden ist nicht sichtbar, er wurde vollständig verdrängt, dafür bildete sich eine große Hydrozehle aus. Während im B-Bild (7-19a) nur unzureichend erkannt werden kann, wie stark der Hoden vom Tumor bereits durchsetzt ist, wird aus den Summationsbildern und gef. Bild der bereits vollständige Befall sichtbar. Die beiden Summationsbilder (7-19b und c) unterscheiden sich wesentlich in ihrem Verhalten bezüglich Speckle. Dies ist auf die unterschiedliche Teilbildanzahl und verschiedene Winkelbereiche zurückzuführen (Abb. 7-19b: WB=50°, N=5; Abb. 7-19c: WB=180°, N=30). Im gefilterten Bild (7-19d) kann eine separate Schicht, die den Hoden um-



a b c d

Abb. 7-19: Hoden mit Tumor vom Typ "Nicht-Seminom" und Hydrozele
a) B-Bild
b) Sum., WB=50°, N=5
c) Sum., WB=180°, N=30
d) gef., WB=180°, N=30

---

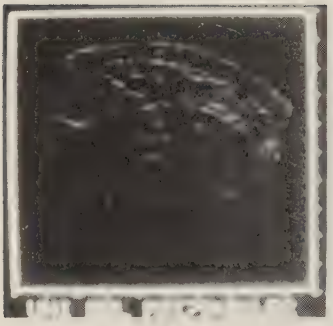
gibt, besonders gut erkannt werden.

7.2.3 Abbildung des Ober- und Unterschenkels

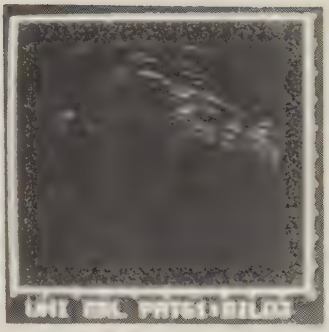
Abbildungen der Ober- und Unterschenkel sind interessant im Zusammenhang mit dem frühzeitigen Erkennen einer erblichen Muskelerkrankung, der sogenannten "Dychenn'schen Muskeldystrophie". Diese Erkrankung beruht auf einem Defekt im X-Chromosom und verursacht einen langsamen Zerfall aller Muskelzellen, die aus diesem X-Chromosom generiert wurden. Eine Therapie ist bisher nicht bekannt. Durch die Bindung an das X-Chromosom treten ausschließlich Frauen als Krankheitsübertrager auf; diese merken im allg. von ihrer Muskeldystrophie jedoch nichts, da der Zerfall der Muskelzellen langsam erfolgt (18 Jahre oder länger) und 50% aller Muskelzellen auf den Erbanlagen des bei Frauen vorhandenen gesunden zweiten X-Chromosoms aufbauen. Diese gesunden Muskelzellen übernehmen die Funktion der verkümmerten mit. Bei Männern sind jedoch 100% aller Muskelzellen betroffen, d.h. für diese führt die Krankheit im schlimmsten Fall mit etwa 18 Jahren zum Tode. Eine Diagnose ist deshalb wichtig im Zusammenhang mit einer Schwangerschaftsberatung für alle Frauen, deren Mütter ein befallenes X-Chromosom besitzen. Die Wahrscheinlichkeit, daß die Töchter ein geschädigtes X-Chromosom geerbt haben beträgt 50%.

Die Ursache für die Detektierbarkeit dieser Erkrankung mit Ultraschallabbildungsverfahren besteht nun darin, daß die verkümmerten Muskelzellen durch Bindegewebe und Fetteinlagerungen ersetzt werden. Der gesamte Gewebsaufbau des Muskels wird dadurch auch akustisch wesentlich inhomogener, so daß befallene Muskeln z.B. eine erhöhte Reflektivität zeigen müßten. Da die Muskeln an Unter- und Oberschenkeln im allg. gut ausgepägt und leicht zugänglich sind, wurden sie für die Abbildungen ausgewählt. Während im B-Bild wegen des Speckleeffekts besonders im Anfangsstadium der Krankheit eine Diagnose schwierig ist, kann diese mit dem UCTR-Verfahren sehr oft sicher getroffen werden (/151/,/166/).

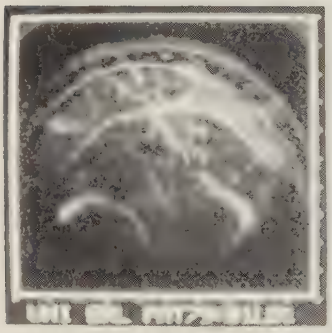
Im folgenden werden einige typische Aufnahmen vorgestellt. Da sie mit dem Schilddrüsenapplikator aufgenommen wurden, sind Unter- und Oberschenkel wegen des auf 155° begrenzten Winkelbereiches jeweils nur



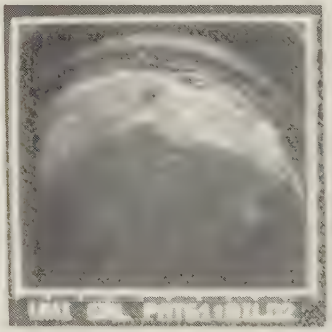
a



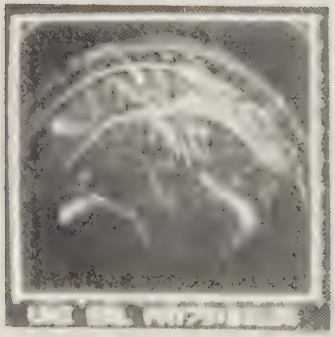
a



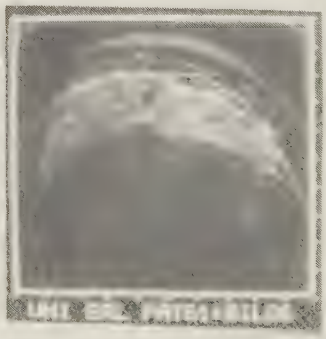
b



b



c



c

Abb. 7-20:

Abb. 7-21:

Erläuterungen siehe nächste Seite

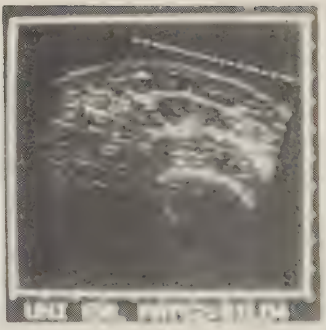
Abb. 7-20: Querschnitt durch einen gesunden Unterschenkel
a) B-Bild
b) Sum., WB=155°, N=30
c) gef., WB=155°, N=30

Abb. 7-21: Unterschenkel mit Dychenn'scher Muskeldystrophie
a) B-Bild
b) Sum., WB=155°, N=30
c) gef., WB=155°, N=30

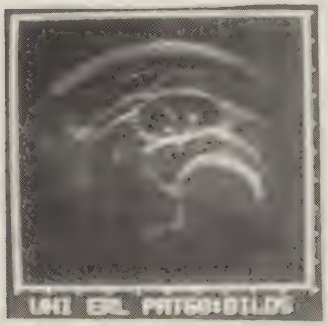
partiell dargestellt. Generell wurden alle Aufnahmen am Unterschenkel von der Rückseite des Beines aufgenommen, d.h. die Bildoberkante entspricht der Unterschenkelrückseite. Alle Oberschenkelaufnahmen wurden von der Vorderseite aufgenommen, d.h. hier entspricht die Bildoberkante der Oberschenkelvorderseite.

In Abb. 7-20 ist zunächst der Unterschenkelquerschnitt einer gesunden Patientin zu sehen. Am Summationsbild (7-20b) sei zunächst die anatomische Struktur erläutert. Von der Bildoberkante abwärts existiert ein heller Bogen, hervorgerufen durch die Haut und die Latexfolie des Applikators. Darunter folgt eine (dunkle) echoarme Zone bestehend aus Fettgewebe. Der laterale (im Bild rechts) und der mediale (im Bild links) Kopf des Wadenmuskels (M. gastrocnemius) schließen sich an und sind durch das umgebende helle Bindegewebe sehr gut abgrenzbar. Darunter liegt der Schollenmuskel (M. soleus) sowie, sehr undeutlich von einander abgegrenzt, M. flexor digitorum, M. tibialis posterior und M. flexor hallucis longus. Die zwei hellen Streifen im unteren Bilddrittel sind der Rückseite des Schienbeins (links) und Wadenbeins (rechts) zuzuordnen. Im gefilterten Bild (7-20c) ist subjektiv gegenüber dem Summationsbild eine gewisse Kontraststeigerung bemerkbar. Gegenüber dem B-Bild (7-20a) sind alle Strukturen wesentlich besser erkennbar. Gesundes Muskelgewebe sollte nahezu reflexionsfrei sein. Es stellte sich jedoch heraus, das dieses primäre Merkmal nur sehr bedingt für eine Diagnose geeignet ist, da die Reflexakti-

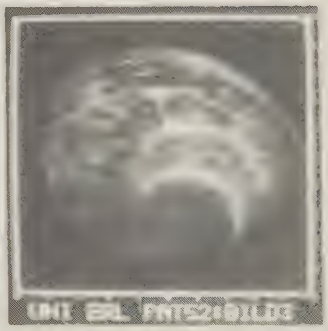
a



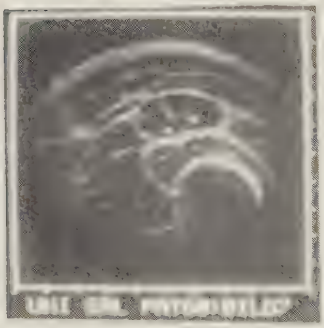
b



b



c



c

d

Abb. 7-22:

Abb. 7-23:

Erläuterungen siehe nächste Seite

Abb. 7-22: Querschnitt durch einen gesunden Oberschenkel
a) B-Bild
b) Sum., WB=155°, N=30
c) gef., WB=155°, N=30

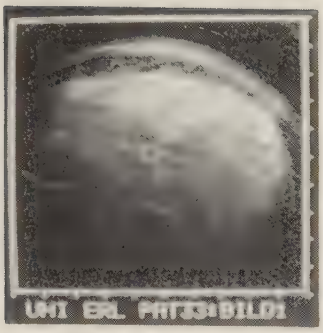
Abb. 7-23: Oberschenkelquerschnitt mit Dychenn'scher Muskeldystrophie
a) B-Bild
b) Sum., WB=155°, N=30
c) gef., WB=155°, N=30

---

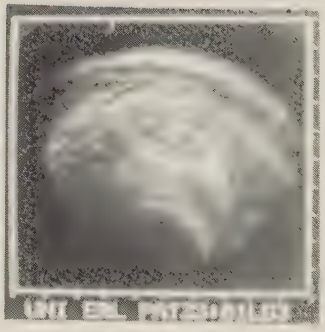
vität allgemein von Patient zu Patient (unabhängig von einer Erkrankung) stark schwankt und außerdem von der Lagerung des Patienten, d.h. von der Querschnittsebene und der Orientierung der Schnittebene zur Muskeloberfläche, abhängt. Ferner wird die Gesamthelligkeit sehr stark von den TGC-Einstellungen und der Gesamtverstärkung des B-Scanners beeinflußt.

Den Unterschenkelquerschnitt einer erkrankten Patienten (Alter 31 Jahre) zeigt Abb. 7-21. Während im B-Bild (7-21a) wiederum nur wenig Strukturen zu erkennen sind, werden im Summationsbild (7-21b) und gef. Bild (7-21c) die Unterschiede zum gesunden Muskel deutlich. Die Konturen werden wesentlich unschärfer, und die Reflexaktivität nimmt zu. Es stellte sich im Laufe der Untersuchungen heraus, daß die Helligkeitsdifferenz, d.h. der Unterschied der Reflexaktivität, zwischen medialen Kopf des Wadenmuskels und dem Schollenmuskel ein typisches Unterscheidungsmerkmal zwischen gesunden Patienten und Erbträgerinnen der Dychenn'schen Muskeldystrophie ist.

Von einer gesunden Patientin wurden die Querschnitte durch den Oberschenkel in Abb. 7-22 erstellt. Während im B-Bild (7-22a) Strukturen nur äußerst unvollständig dargestellt sind, vermitteln das Summationsbild (7-22b) und gef. Bild (7-22c) einen wesentlich besseren Strukturquerschnitt. Abgebildet sind (von oben nach unten) die Haut (heller Streifen), und Fettgewebe mit sehr wenig Bindegewebsanteil



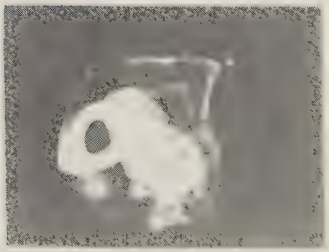
a



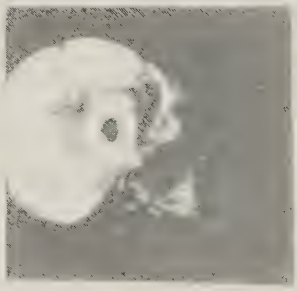
d

b

e



c



f

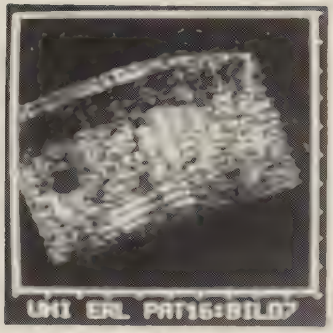
Abb. 7-24: Erläuterungen siehe nächste Seite

Abb. 7-24: Unter- und Oberschenkelquerschnitt mit Dychenn'scher Muskeldystrophie
a) Sum., WB=155°, N=30, Unterschenkel
b) gef., WB=155°, N=30, Unterschenkel
c) Rongten-CT-Aufnahme, Unterschenkel
d) Sum., WB=155°, N=30, Oberschenkel
e) gef., WB=155°, N=30, Oberschenkel
f) Rongten-CT-Aufnahme, Oberschenkel

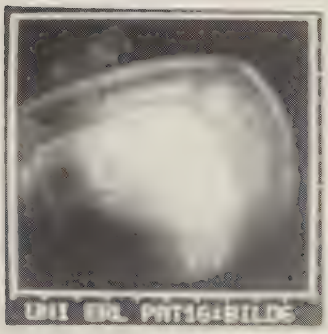
(dunkler Bereich mit sehr feinen hellen Streifen). Darunter sind deutlich durch (helles) Bindegewebe abgegrenzt die vier Köpfe des M. quadriceps femoris zu sehen: M. rectus femoris oberhalb des Oberschenkelknochens (heller Halbkreis in der Bildmitte), darüber der M. vastus intermedius, links davon der M. vastus medialis und rechts davon der M. vastus lateralis. Die Reflektivität innerhalb der Muskeln ist sehr gering.

Zum Vergleich ist in Abb. 7-23 der Oberschenkelquerschnitt einer Erbanlagentragerin (Alter 46 Jahre) abgebildet. Alle Muskelpartien sind nicht mehr so scharf abgrenzbar, die Reflexaktivität erhöht sich merklich. Allgemein wurde jedoch festgestellt, daß die Detektierbarkeit von Muskeldystrophien mittels Ultraschallabbildung am Unterschenkel wesentlich besser möglich ist als am Oberschenkel. Daraus kann der Schluß gezogen werden, daß die Muskelzellen des M. gastrocnemius sehr frühzeitig zu verfallen beginnen.

Ein sehr fortgeschrittenes Krankheitsbild zeigen die Abb. 7-24a bis 7-24f. Alle Bilder dieser Abbildung wurden von der gleichen Patientin (Alter 36 Jahre) aufgenommen. Am Unterschenkel (Summationsbild Abb. 7-24a, gef. Bild Abb. 7-24b) ist der Zerfallsprozess soweit fortgeschritten, daß keine Differenzierung der verschieden Muskeln mehr möglich ist. Im Oberschenkel (Sum. Abb. 7-24d, gef. Abb. 7-24e) kann der M. vastus intermedius noch erkannt werden, eine weitere Differenzierung ist ebenfalls nicht mehr möglich. Zum Vergleich sind zwei



a



b

c

c

Abb. 7-25:

Abb. 7-26:

Erläuterungen siehe nachste Seite

Abb. 7-25: Abbildung eines Mamma-Phantoms
a) B-Bild
b) Sum., WB=50°, N=50
c) gef., WB=50°, N=50

Abb. 7-26: Abbildung einer weiblichen Brust mit Karzinom und Zyste
a) B-Bild
b) Sum., WB=110°, N=60
c) gef., WB=110°, N=60

Röntgen-CT-Aufnahmen (Unterschenkel Abb. 7-24c, Oberschenkenkel Abb. 7-24f) abgebildet. Die befallenen Muskeln stellen sich im Röntgen-CT-Bild dunkel dar. In diesem fortgeschrittenen Fall ist auch auf den Röngtenaufnahmen der befallene Muskelbereich gut zu erkennen. Die UCTR-Methode ist jedoch bezüglich der frühen Krankheitsdetektion empfindlicher(/166/).

7.2.4 Abbildung der weiblichen Brust

Mit dem in Abschnitt 6 beschriebenen Mamma-Applikator wurden einige wenige Aufnahmen durchgeführt. Der Mamma-Scanner arbeitet abweichend von den anderen Applikatoren mit einem Array mit 3,5 MHz Mittenfrequenz. Abb. 7-25 und 7-26 stellen zwei Beispiele dar. Abgebildet sind jeweils sogenannte Sagitalschnitte, d.h. die Bildebene liegt senkrecht zur Thoraxwand.

Abb. 7-25 zeigt zunächst Aufnahmen eines Mamma-Phantom-Objekts der Firma RMI/Middleton, USA. Dieses Objekt simuliert Brustgewebe mit eingelagerten Zysten. Die Qualitätsteigerung der Abbildung vom B-Bild (7-25a) bis zum gefilterten Bild (7-25c) ist offensichtlich. Während das B-Bild nur einen Teil des Objekts abbilden kann und sehr stark specklebehaftet ist, können Summationsbild (7-25b) und gef. Bild die gewählte Schnittebene des Objekts nahezu vollständig mit reduzier-

tem Speckle und verbesserter Auflösung darstellen. Im Summationsbild und im gef. Bild können Milchkanäle (oberes Bilddrittel) und eine Zyste (Bildmitte links) mühelos erkannt werden. Geringfügig störend wirken die Artefakte über der Hautoberfläche, die durch Vielfachreflektionen hervorgerufen wurden.

Abb. 7-26 stellt "in vivo" Aufnahmen der Brust einer Patientin dar. Die Schnittebene lag hier seitlich über der Brust. Die Qualitätssteigerung der Aufnahmen vom B-Bild (7-26a) bis zum gefilterten Bild (7-26c) ist wiederum sofort zu erkennen. Während aus dem B-Bild ein Befund nur schwer zu erstellen ist, können im Summationsbild (7-26b) und gef. Bild sofort zwei auffällige Bereiche lokalisiert werden. Der im unteren Bilddrittel in der Mitte sich abzeichnende dunkle etwa 1 cm große Bereich besitzt sehr scharfe Ränder zum umgebenden Gewebe. Es handelt sich hier um eine Zyste. Oberhalb dieser Zyste liegt ein etwa 1 cm * 2 cm großer dunkler Bereich, der keine scharfen Berandungen zum umliegenden Gewebe aufweist, sondern in dieses "hineinstrahlt". Dieser Bereich wurde als ein Karzinom diagnostiziert.

Als entscheidend für die Bildqualität der Summationsbilder (und damit auch für die gef. Bilder) erwies sich die Orientierung und Lage der Schnittebene bei der Aufnahme. Diese ist so zu wählen, daß die Ausbreitungsrichtung der eingestrahlten Schallwellen möglichst senkrecht auf der Hautoberfläche steht. Anderenfalls können durch Brechung des Schallstrahls an der Hautoberfläche derartig viele Artefakte erzeugt werden, daß eine sinnvolle Aufsummation der Teilbilder nicht mehr möglich ist.

8 Ansatze zur Weiterarbeit

Die Fülle der Probleme, die mit der Umsetzung des Konzepts der verallgemeinerten CT in ein Ultraschall-Abbildungsverfahren verbunden sind, führte dazu, daß einige Probelmstellungen aus dieser Arbeit ausgeklammert werden mußten. Die folgenden Anmerkungen sollen einige dieser Fragen anreißen und können teilweise als Anregung für weiterführende Arbeiten dienen.

Bei der Herleitung des UCTR-Algorithmus wurde vorausgesetzt, daß die Schallgeschwindigkeit im Objekt konstant ist. In biologischem weichen Gewebe schwankt die Schallgeschwindigkeit jedoch um bis zu 5% (/3/, /4/), wobei die Größe der Abweichung sehr stark organabhängig ist. Diese Schwankungen können zu Unschärfen und schlimmstenfalls Artefakten im rekonstruierten Bild führen (/123/). Falls jedoch die Verteilung der Schallgeschwindigkeit in der abzubildenden Querschnittsebene bekannt ist, kann sie bei der Rekonstruktion berücksichtigt werden. Diese Verteilung kann z.B. mittels Ultraschall-Transmissions-CT ermittelt werden (z.B. /44/). Die damit möglichen Verbesserungen wurden bereits von mehreren Gruppen untersucht (/123/,/135/,/144/,/146/,/170/). Seit kurzem existieren auch Ansätze, die Schallgeschwindigkeitsverteilung aus Reflexionsmessungen zu ermitteln (z.B. /167/,/168/). Durch diese Methoden könnte eine Korrektur der variablen Schallgeschwindigkeit bei der UCTR wesentlich effektiver möglich sein.

Eine Modifikation des UCTR-Verfahrens besteht darin, einen eingeschränkten Winkelbereich zu wählen und nur relativ wenige Bilder in Echtzeit aufzusummieren. Nach Abschnitt 5 läßt sich bereits mit wenigen aufsummierten Bildern eine gute Specklereduzierung errreichen. Realisieren läßt sich ein derartiges Verfahren z.B. durch ein lineares Array, das elektronisch gesteuert und abschnittsweise als Sektorscanner betrieben wird. Die einzelnen Sektorbilder werden dann koordinatenrichtig aufsummiert. Diese Vorgehensweise ist unter dem Namen "Realtime-Spatial-Compounding" bekannt geworden (/117/).

Ein weiterer interessanter Aspekt ist die Verwendung vorgefilterter

Pulse. Diese Technik ist aus der Materialprüfung bereits bekannt (/38/). Dabei wird eine gewünschte, u. U. sehr breitbandige, Sendefunktion z. B. in Form mehrerer aufeinanderfolgender Pulse mit unterschiedlichen Teilspektren realisiert. Die einzelnen Empfangssignale müssen anschließend geeignet miteinander verknüpft werden. Da man bei dieser Methode prinzipiell verschiedene Schallwandler verwenden kann, lassen sich insgesamt Bandbreiten erreichen, die weit jenseits der physikalischen Bandbreite eines Einzelwandlers liegen können. Mit diesem Verfahren sind je nach Signalverarbeitung eine Specklereduzierung und/oder Auflösungsverbesserung und Reichweitenerhöhung möglich (/109/,/119/, /120/).

Weitere Ansätze ergeben sich schließlich durch die Möglichkeit, aus Reflexionsmessungen die lokale Absorption von weichem Gewebe zu bestimmen (z.B. /169/). Die bekannten Verfahren sind bisher jedoch zu ungenau. Durch geeignete Verknüpfung von Messungen aus verschiedenen Aspektwinkeln läßt sich hier wahrscheinlich eine Verbesserung erzielen. Gleiches dürfte gelten bei Anwendung dieses Prinzips von Messungen aus verschiedenen Transducerpositionen zur Verbesserung der Bestimmung der lokalen Schallgeschwindigkeit aus Reflexionsmessungen.

Schließlich bedarf das in Abschnitt 5.10 vorgestellte Phänomen der Erkennbarkeit von nichtstreuenden Arealen, die wesentlich kleiner sind, als die Auflösung des verwendeten Abbildungssystems, einer eingehenden theoretischen Erklärung.

9 Zusammenfassung

In dieser Arbeit wird die von HILLER (/141/,/142/) und HUNDT et al. /132/ vorgeschlagene Methode der Ultraschall-Reflexions-Computer-Tomographie für den praktisch wichtigen Fall eines begrenzten Aspektwinkelbereiches erweitert. Dabei wird auf bekannten Ultraschall-Abbildungsverfahren aufgebaut, deren Nachteile jedoch weitgehend vermieden. Für den medizinischen Bereich ergeben sich bei bestimmten Organen verbesserte diagnostische Möglichkeiten.

Wesentliche Eigenschaften des vorgeschlagenen Verfahrens sind:

- Objektabtastung aus vielen Richtungen
- Rechnergestützte Bildauswertung
- Elliptisch symmetrische bis rotationssymmetrische Auflösung (besser als B-Bild)
- erhebliche Specklereduzierung
- wesentlich verbesserte Konturerkennung
- Artefaktunterdrückung
- verhältnismäßig geringer Mehraufwand gegenüber Compound-Scan
- echtzeitnaher Betrieb, u. U. Echtzeitbetrieb möglich

Nach einer Einführung wird zunächst kurz die Möglichkeit skizziert, das konventionelle B-Bild-Abbildungsverfahren als zweidimensionales lineares ortsinvariantes und bandbegrenztes System zu betrachten, wobei die Ortsgrenzfrequenz ω_{ax} in Schallausbreitungsrichtung im allg. wesentlich größer als die Ortsgrenzfrequenz ω_{lat} in dazu orthogonaler Richtung ist.

Abschnitt 3 beschreibt dann (weitgehend unabhängig von der Ultraschall-Anwendung) die Möglichkeit unter Verwendung eines Abbildungssystems mit diesen Eigenschaften, durch Objektabtastung aus einem begrenzten Winkelbereich ein neues zweidimensionales System aufzubauen (Summationsbild), dessen Auflösung durch eine zweidimensionale inverse Filterung ab einem bestimmten Aspektwinkelbereich nochmals gesteigert werden kann. Bei Aspektwinkelbereichen von 180° oder mehr,

wird eine rotationssymmetrische PBF mit einer Auflösung erreicht, die mindestens der besten Auflösung des Teilbildsystems entspricht.

Ähnlich wie bei der konventionellen CT sind auch bei der UCTR verschiedene Rekonstruktionsstrategien möglich. Während der im Abschnitt 3 vorgestellte Algorithmus der "gefilterten Rückprojektion" in der konventionellen CT entspricht, wird im Abschnitt 4 das Analogon zur "Rückprojektion gefilterter Projektionen" vorgestellt. Dabei wird gezeigt, daß auch bei UCTR mit begrenztem Winkelbereich eine eindimensionale Filterung der Teilbilder ausreichend ist, wobei aber die Filterkoeffizienten aspektwinkelabhängig sind.

Abschnitt 5 befaßt sich mit der theoretischen und experimentellen Untersuchung von Speckle im B-Bild, Summationsbild und gefilterten Bild. Es wird gezeigt, daß im Summationsbild die Speckleeffekte gegenüber dem B-Bild wesentlich reduziert werden, eine inverse Filterung die Speckles jedoch wieder anhebt, so daß eine Bildfilterung nicht in jedem Fall als günstig erscheint.

Im experimentellen Teil der Arbeit wird der Aufbau und die Erprobung eines Ultraschall-Abbildungssystems nach den vorgestellten Prinzipien beschrieben. Es wurden bewußt viele handelsübliche Komponenten verwendet, aber auf eine große Flexibilität bei der Ankopplung von Applikatoren geachtet. Hierdurch konnten völlig unterschiedliche Organe untersucht werden. Die Abweichungen realer Ultraschallbilder von den idealisierten Bedingungen wurden aufgezeigt, technische Lösungen zur Durchführung der Bildfilterung diskutiert.

Eine große Anzahl von Messungen an künstlichen und vor allem auch biologischen Objekten "in vivo" (Schilddrüse, Hoden, Unter- und Oberschenkel, Mamma, Auge) zeigt die Überlegenheit des vorgestellten Verfahrens in Bezug auf Auflösung, Speckleunterdrückung, Konturerkennung und Artefaktunterdrückung gegenüber der konventionellen B-Scan-Abbildung.

10 Literaturverzeichnis:

Lehrbücher und Nachschlagewerke:

/1/ MORSE P.M., INGARD K.U.
Theoretical Acoustics
McGraw-Hill, New York, 1968

/2/ SKUDRZYK E.
The Foundations of Acoustics
Springer, New York, 1971

/3/ KRESTEL E. (Hrsg.)
Bildgebende Vefahren für die medizinische Diagnostik
Siemens AG, Berlin/München 1980

/4/ WELLS P.N.T.
Physical principles of ultrasound diagnosis
Academic Press, London 1969

/5/ WELLS P.N.T.
Biomedical ultrasonics
Academic Press, London, 1977

/6/ EDMONDS P.D. (Hrsg.)
Method of experimental physics; Vol. 19: -Ultrasound-
Academic Press, London, 1981

/7/ RAVIV J., GREENLEAF J.F., HERMAN G.T. (Hrsg.)
Computer aided tomography and ultrasonics in medicine
(Proc. of the IFIP TC-4 Working Conference)
North-Holland, Amsterdam, 1979

/8/ GOODMAN J.W.
Introduction to Fourier Optics
McGraw-Hill, New York, 1968

/9/ PAPOULIS A.
Systems and Transforms with Applications in Optics
McGraw-Hill, New York, 1968

/10/ PAPOULIS A.
Probability, Random Variables, and Stochastic Processes
McGraw-Hill, Hamburg, 1965

/11/ PAPOULIS A.
Signal Analysis
McGraw-Hill, New York, 1977

/12/ DAINTY J.C. (Hrsg.)
Topics in Applied Physics; Vol. 9: Laser Speckle and
Related Phenomena
Springer, Berlin, 1975

/13/ HERMAN G.T. (Hrsg.)
Topics in Applied Physics; Vol. 32: Image Reconstruction from Projections
Springer, Berlin, 1979

/14/ HUANG T.S. (Hrsg.)
Topics in Applied Physics; Vol. 6: Picture Processing and Digital Filtering
Springer, Berlin, 1975

/15/ STOER J.
Einführung in die numerische Mathematik I
Springer, Berlin, 1983

/16/ STOER J., BULIRSCH R.
Einführung in die numerische Mathematik II
Springer, Berlin, 1978

/17/ ABRAMOWITZ M., STEGUN I.A.
Handbook of Mathematical Functions
Dover Publ., New York 1965

/18/ OPPENHEIM A.V., SCHAFER R.W.
Digital Signal Processing
Prentice-Hall, Englewood Cliffs, 1975

/19/ OPPENHEIM A.V. (Hrsg.)
Applications of Digital Signal Processing
Prentice-Hall, Englewood Cliffs, 1978

/20/ MIDDLETON M.
An Introduction to Statistical Communication Theory
McGraw-Hill, New York, 1960

/21/ SCHÜSSLER H.W.
Digitale Systeme zur Signalverarbeitung
Springer, Berlin, 1973

/22/ SCHÜSSLER H.W.
Netzwerke, Signale und Systeme Bd.2
Springer, Berlin, 1984

/23/ ACHILLES D.
Die Fourier-Transformation in der Signalverarbeitung
Springer, Berlin, 1978

/24/ UNBEHAUEN R.
Systemtheorie, Eine Einführung für Ingenieure
Oldenbourg, München, 1971

/25/ BRONSTEIN I., SEMENDJAJEW K.
Taschenbuch der Mathematik
Harri Deutsch, Zürich, 1976

Zeitschriftenartikel und Monographien:

/26/ WILD J.J
Report on the use of ultrasound pulses for the measurement of biological tissues and the detection of tissue density changes
Dept. of Surgery, Univ. of Minneapolis, 1949

/27/ WILD J.J
The use of ultrasound pulses for the measurement of biological tissues and the detection of tissue density changes
Surgery, Vol. 27, 1950, p.183-188

/28/ FIRESTONE F.A.
Supersonic reflectoscope: An instrument for inspection of solid parts by means of sound waves
J.Ac.Soc.Am., Vol.17, 1946, p.287-299

/29/ FRENCH L., WILD J.J, NEAL D.
Detection of celebral tumors by ultrasonic pulses
Cancer, Vol.3, 1950, p.705-708

/30/ HOWRY D.H., BLISS W.R.
Ultrasonic visualization of soft tissue structures of the body
J.Lab.clin.Med., Vol.40, 1952, p.579-592

/31/ WILD J.J, REID J.
The application of echo ranging techniques to the detection of structures of biological tissues
Science, Vol.115, 1952, p.226-230

/32/ DONALD I.
Diagnostic ultrasound in medicine
Ultrasonics Intl. 81 Conf. Proc., IPC Press, Guildford, 1981, p.222-226

/33/ GREEN P.S. et al
A new high-performance ultrasonic camera
in: Acoustical Holography (Hrsg. GREEN), Vol.5, p.493
Plenum, New York, 1974

/34/ OPPELT R.
Theoretische und experimentelle Untersuchungen zur quasioptischen Abbildung mit einer Ultraschall-Transmissionskamera
Dissertation, Universität Erlangen-Nürnberg, Erlangen, 1985

/35/ RÖDER U., SCHERG C., BRETTEL H.
Coherence and noise in ultrasonic transmission imaging
in: Acoustical Imaging, Vol.10 (Hrsg. ALAIS, METHERELL), p.131
Plenum, New York, 1982

/36/ AHMED M., WANG K.Y., METHERELL A.F.
Holography and its application to acoustic imaging

IEEE Proceedings, Vol.67, No.4, 1979, p.466-483

/37/ ERMERT H., KARG R.
Multifrequency acoustical holography
IEEE Trans. Sonics and Ultrasonics, Vol. SU-26, 1979, p.279-286

/38/ ERMERT H, PROKOPH G.
Synthetic pulse / synthetic aperture imaging
Proc. Symp. on Computers in Ultrasound, p. 2-2
Drexel University, Philadelphia, 22-24 Sep. 1985

/39/ SCHMOLKE J., HILLER D., ERMERT H., SCHAEFER J.O., GRÄBNER G.
Generation of optimal input signals for ultrasound puls-echo systems
Proc. IEEE Ultrasonics Symp. Vol.2 (Hrsg. McAVOY B.R.),
San Diego, 27-29 Oct. 1982, p.929-934

/40/ BRENDON B.B.
Real-time acoustical imaging by means of liquid surface holography
in: Acoustical Holography, Vol.4 (Hrsg. WADE), p.1
Plenum, New York, 1972

/41/ GREENLEAF J.F., JOHNSON S.A., LEE S.L., HERMAN G.T., WOOD E.H.
Algebraic reconstruction of spatial distributions of acoustic absorption within tissue from their two-dimensional acoustic projections
in: Acoustical Holography, Vol.5 (Hrsg. GREEN), p.591-603
Plenum, New York, 1974

/42/ GREENLEAF J.F, JOHNSON S.A., SAMAYOA W.F., DUCK F.A.
Algebraic reconstruction of spatial distributions of acoustic velocities in tissue from their time-of-flight profiles
in: Acoustical Holography, Vol.6 (Hrsg. BOOTH), p.71-90
Plenum, New York, 1975

/43/ SHEPP L.A., LOGAN B.F.
The fourier-reconstruction of a head-section
IEEE Trans. on Nuclear Science, Vol. NS-21, June 1974, p.21-43

/44/ GLOVER G.H., SHARP J.C.
Reconstruction of Ultrasound Propagation Speed Distributions in Soft Tissue: Time-of-Flight Tomography
IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics, Vol. SU-24,
No.4, July 1977, p.229-234

/45/ KLEPPER J.R., BRANDENBURGER G.H., BUSSE L.J., MILLER J.G.
Phase cancellation, reflection, and refraction effects in quantitative ultrasonic attenuation tomography
Proc. IEEE Ultrasonics Symposium, p.182-188, 1977

/46/ SCHOMBERG H.
An improved approach to reconstructive ultrasound tomography
J.Phys.D:Appl.Phys., Vol.11, 1978, p. L181-L185

/47/ LEWITT R.M., BATES R.H.T.
Image reconstruction from projections:
I: General theoretical considerations
Optik 50, 1978, No.1, p.19-33

/48/ LEWITT R.M., BATES R.H.T.
Image reconstruction from projections:
II: Modified back-projection methods
Optik 50, 1978, No.2, p.85-109

/49/ LEWITT R.M., BATES R.H.T.
Image reconstruction from projections:
III: Projection completion methods (theory)
Optik 50, 1978, No.3, p.189-204

/50/ LEWITT R.M., BATES R.H.T.
Image reconstruction from projections:
IV: Projection completion methods (computational examples))
Optik 50, 1978, No.4, p.269-278

/51/ HILLER D., ERMERT H.
The application of tranducer arrays in ultrasound computerized tomography. Proc. Ultrasonics International 79, Graz, 15.-17.5.1979

/52/ WADE G., MUELLER R.K., KAVEH M.
A survey of techniques for ultrasonic tomography
in: /7/ p. 165 ff.

/53/ GREENLEAF J.F.
Introduction to computed ultrasound tomography
in: /7/ p. 125 ff.

/54/ MUELLER R.K., KAVEH M., WADE G.
Reconstructive tomography and applications to ultrasonics
IEEE Proceedings, Vol.67, No.4, 1979, p.567-587

/55/ INOUYE T.
Image reconstruction with limited angle projection data
IEEE Trans. on Nuclear Science, Vol. NS-26, No.2, 1979, p.2666-2669

/56/ TAM K.C., PEREZ-MENDEZ V., MACDONALD B.
3-D object reconstruction in emission and transmission tomography with limited angular input
IEEE Trans. on Nuclear Science, Vol. NS-26, No. 2, 1979, p.2797-2805

/57/ KENUE S.K., GREENLEAF J.F
Efficient convolution kernels for computerized tomography
Ultrasonic Imaging 1, 1979, p.232-244

/58/ MCKINNON G.C., BATES R.H.T.
A limitation on ultrasonic transmission tomography
Ultrasonic Imaging 2, 1980, p.48-54

/59/ SCHOMBERG H.

Nonlinear image reconstruction from ultrasonic time-of-flight projections
in: Acoustical Imaging, Vol.10 (Hrsg. ALAIS, METHERELL), p. 381-396, PLENUM, New York, 1980

/60/ BATES R.H.T, HEFFERNAN P.B.
Image reconstruction from projections
V: Blurring due to object movements
Optik 56, No.1, 1980, p.101-112

/61/ SMITH A.M., GOLDBERG M., LIU E.S.K.
Numerical ray tracing in media involving continuous and discrete refractive boundaries
Ultrasonic Imaging 2, 1980, p.291-301

/62/ WADE G.
Ultrasonic imaging by reconstructive tomography
in: Acoustical Imaging, Vol.9 (Hrsg. WANG), p.379-431
Plenum, New York, 1979

/63/ BRANDENBURGER G.H., KLEPPER J.R., MILLER J.B., SYNDER D.L.
Effects of anisotropy in the ultrasonic attenuation of tissue on computed tomography
Ultrasonic Imaging 3, 1981, p.113-143

/64/ HEFFERNAN P.B., BATES R.H.T.
Image reconstruction from projections
VI: Comparison of interpolation methods
Optik 60, No.2, 1982, p.129-142

/65/ NILAND R.A.
Maximum reliable information obtainable by tomography
J.Opt.Soc.Am., Vol.72, No.12, 1982, p.1677-1682

/66/ NORTON S.J., LINZER M.
Correcting for ray refraction in velocity and attenuation tomography: A perturbation approach
Ultrasonic Imaging 4, 1982, p.201-233

/67/ CRAWFORD C.R., KAK A.C.
Multipath artifact corrections in ultrasonic transmission tomography
Ultrasonic Imaging 4, 1982, p.234-266

/68/ GREENLEAF J.F.
Computerized tomography with ultrasound
IEEE Proceedings, Vol.71, No.3, 1983, p.330-337

/69/ MEDOFF B.P., BRODY W.R., NASSI M., MACOVSKI A.
Iterative convolution backprojection algorithms for image reconstruction from limited data
J.Opt.Soc.Am., Vol.73, No.11, 1983, p.1493-1500

/70/ SANZ J.L.C., HUANG T.S.

Unified Hilbert space approach to iterative least-squares linear signal restoration
J.Opt.Soc.Am., Vol.73, No.11, 1983, p.1455-1465

/71/ HANSON K.M., WECKSUNG G.W.
Bayesian approach to limited-angle reconstruction in computed tomography
J.Opt.Soc.Am., Vol.73, No.11, 1983, p.1501-1509

/72/ SEZAN M.I., STARK H.
Tomographic image reconstruction from incomplete view data by convex projections and direct fourier inversion
IEEE Trans. on Medical Imaging, Vol. MI-3, No.2, 1984, p.91-98

/73/ CHAMZAS C.C., XU W.X.
An improved version of Papoulis-Gerchberg algorithm on bandlimited extrapolation
IEEE Trans. on Acoustics, Speech, and Signal Processing, Vol. ASSP-32 No.2, 1984, p.437-440

/74/ ICHIDA N., SATO T., MIWA H., MURAKAMI K.
Real-time nonlinear parameter tomography using impulsive pumping waves
IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics, Vol. SU-31, No.6, 1984, p.635-641

/75/ SATO T., FUKUSIMA A., ICHIDA N., ISHIKAWA H., MIWA H., IGARASHI Y., SHIMURA T., MURAKAMI K.
Nonlinear parameter tomography system using counterpropagating probe and pump waves
Ultrasonic Imaging 7, 1985, p.49-59

/76/ SCHMITT R.M., MEYER C.R., CARSON P.L., SAMUELS B.I.
Median and spatial low-pass filtering in ultrasonic computed tomography
Med.Phys. 11, No.6, 1984, p.767-771

/77/ SCHMITT R.M., MEYER C.R., CARSON P.L., CHENEVERT T.L., BLAND P.H.
Error reduction in through transmission tomography using large receiving arrays with phase-insensitive signal processing
IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics, Vol. SU-31, No.4, 1984 p.251-258

/78/ SLANEY M., KAK A.C., LARSEN L.E.
Limitations of imaging with first-order diffraction tomography
IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques, Vol. MTT-32, No.8, 1984, p.860-874

/79/ JELLINS J., KOSSOFF G., WISEMAN J., REEVE T., HALES I.
Ultrasonic grey scale visualization of the thyroid gland
Ultrasound in Med. & Biol., Vol.1, 1975, p.405-410

/80/ RAMSEY I., MEIRE H.
Ultrasonics in the diagnosis of thyroid disease

Clin. Radiol., Vol.26, 1975, p.191-197

/81/ MISKIN M., BUCKSPAN M., BAIN J.
Ultrasonographic examination of scrotal masses
Journal of Urology, Vol.117, 1977, p.185-188

/82/ STAEHLER G., GEBAUER A., MELLIN H.-E.
Sonographische Untersuchung bei Erkrankungen des Skrotalinhaltes
Urologe A 17, 1978, S.247-250

/83/ FRIEDRICH M., CLAUSSEN C., FELIX R.
Neues Ultraschallverfahren in der Diagnostik von Hodenerkrankungen
Dtsch. med. Wschr. 105, 1980, S.630-632

/84/ FATEMI M., KAK A.C.
Ultrasonic B-scan-imaging: Theory of image formation and a technique for restauration
Ultrasonic Imaging 2, 1980, p.1-47

/85/ BAMBER J.C., DICKINSON R.J.
Ultrasonic B-scanning: A computer simulation
Phys.Med.Biol., Vol.25, 1980, p.463-479

/86/ UEDA M., MURATA H.
A simulation model for ultrasonic pulse-echo systems
Ultrasonics, Sept. 1981, p.230-234

/87/ MERTON J., NICHOLAS D., HILL C.R., GROVER S., QUEENAN M., COSGROVE D.
Ultrasonic diffraction scanning of the thyroid
Ultrasound in Med. & Biol., Vol.8, No.2, 1982, p.145-153

/88/ KIMURA A., NAKAMURA S., NIIJIMA T.
Ultrasonic diagnosis of scrotal contents using newly developed circular compound scanner
Journal Clin. Ultrasound 11, 1983, p.365-370

/89/ SCHOMBERG H., VOLLMANN W., MAHNKE G.
Lateral inverse filtering of ultrasonic B-scan images
Ultrasonic Imaging 5, 1983, p.38-54

/90/ KÖHL W., SCHWARZ R.
A simple method of realizing the deconvolution of ultrasonic images
Ultrasonics, Nov. 1981, p.273-278

/91/ VOLLMANN W.
Resolution enhancement of ultrasonic B-scan images by deconvolution
IEEE Trans. Sonics and Ultrasonics, Vol. SU-29, No.2, 1982, p.78-83

/92/ HUNDT E.E., TRAUTENBERG E.A.

Digital processing of ultrasonic data by deconvolution
IEEE Trans. Sonics and Ultrasonics, Vol. SU-27, No.5, 1980, p.249

/93/ VAKNINE R., LORENZ W.J.
Lateral filtering of medical ultrasonic B-scans before image generation
Ultrasonic Imaging 6, 1984, p.152-158

/94/ ROBINSON D.E., WING M.
Lateral deconvolution of ultrasonic beams
Ultrasonic Imaging 6, 1984, p.1-12

/95/ BATES R.H.T., MINARD R.A.
Compensation for multiple reflections
IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics, Vol. SU-31, No.4, 1984, p.330-336

/96/ FINK M.A., CARDOSO J.F.
Diffraction effects in pulse-echo measurements
IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics, Vol. SU-31, No.4, 1984, p.313-329

/97/ WELLS P.N.T.
Medical ultrasonics
IEEE Spectrum, Dec. 1984, p.44-51

/98/ BURCKHARDT C.B.
Speckle in Ultrasound B-Mode Scans
IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics, Vol. SU-25, No.1, 1978, p.1-6

/99/ ABBOTT J.G., THURSTONE F.L.
Acoustic Speckle: Theory and Experimental Analysis
Ultrasonic Imaging 1, 1979, p.303-324

/100/ FLAX S.W., GLOVER G.H., PELC N.J.
Textural variations in B-mode ultrasonography: A stochastic model
Ultrasonic Imaging 3, 1981, p.235-257

/101/ WELLS P.N.T., HALLIWELL M.
Speckle in ultrasonic imaging
Ultrasonics, Sep. 1981, p.225-229

/102/ PARKER D.L.
Analysis of B-scan speckle reduction by resolution limited filtering
Ultrasonic Imaging 4, 1982, p.108-125

/103/ WAGNER R.F., SMITH S.W., SANDRIK J.M., LOPEZ H.
Statistics of Speckle in Ultrasound B-Scans
IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics, Vol.30, No.3, 1983, p.156-163

/104/ GOODSITT M.M., MADSEN E.L., ZAGZEBSKI J.A.
A three dimensional model for generating the texture in B-scan

ultrasound images
Ultrasonic Imaging 5, 1983, p.253-279

/105/ FOSTER D.R., ARDITI M., FOSTER F.S., PATTERSON M.S., HUNT J.W.
Computer simulations of speckle in B-scan images
Ultrasonic Imaging 5, 1983, p.308-330

/106/ SMITH S.W., WAGNER R.F., SANDRIK J.M., LOPEZ H.
Low Contrast Detectability and Contrast/Detail Analysis in Medical Ultrasound
IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics, Vol. SU-30, No.3, 1983, p.164-173

/107/ SIROTTI P., RIZZATTO G.
Coherent optical texture recognition of digital ultrasonic images
IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics, Vol. SU-31, No.4, 1984, p.436-440

/108/ MEYER C.R., HERRON D.S., CARSON P.L., BANJAVIC R.A., THIEME G.A., BOOKSTEIN F.L., JOHNSON M.L.
Estimation of ultrasonic attenuation and mean backscatterer size via digital signal processing
Ultrasonic Imaging 6, 1984, p.13-23

/109/ MELTON H.E., MAGNIN P.A.
A-mode speckle reduction with compound frequencies and compound bandwidths
Ultrasonic Imaging 6, 1984, p.159-173

/110/ SMITH S.W., WAGNER R.F.
Ultrasound speckle size and lesion signal to noise ratio: verfication of theory
Ultrasonic Imaging 6, 1984, p.174-180

/111/ RHYNE T.L., SAGAR K.B.
Analysis of random backscatter in the presence of static reflection components
Ultrasonic Imaging 6, 1984, p.194-200

/112/ MAILLOUX G.E., BERTRAND M., STAMPFLER R., ETHIER S.
Texture analysis of ultrasound B-mode images by segmentation
Ultrasonic Imaging 6, 1984, p.262-277

/113/ BAMBER J.C., DAFT C.
Intelligent filtering for the suppression of speckle in ultrasonic pulse-echo images
Proc. of WFUMB, Sydney, 1985, p. 545

/114/ SHUNG K.K., FEI D.Y.
The stochastic nature of echoes from biological tissues
Proc. IEEE 7. Conf. Engineering in Medicine and Biology, 27-30 Sep. 1985, Chicago, p.241-243

/115/ ZAGZEBSKI J.A., MADSEN E.L., GOODSITT M.M.

Quantitative tests of a three-dimensional gray scale texture model
Proc. Symp. on Computers in Ultrasound, Vol.2,
Drexel University, Philadelphia, 22-24 Sep. 1985

/116/ STEINBERG B.D.
A speckle reduction technique for two-dimensional imaging
Proc. Symp. on Computers in Ultrasound, Vol.2,
Drexel University, Philadelphia, 22-24 Sep. 1985

/117/ SMITH S.W., VON RAMM O.T., TRAHEY G.E.
Speckle reduction through high speed spatial compounding: Is it a better mousetrap?
Proc. Symp. on Computers in Ultrasound, Vol.2,
Drexel University, Philadelphia, 22-24 Sep. 1985

/118/ KERR A.T., PATTERSON M.S., FOSTER F.S., HARASIEWICZ C., HUNT J.W.
Speckle reduction in pulse-echo images by using phase insensitive summation and multiplicative techniques
Proc. Symp. on Computers in Ultrasound, Vol.2,
Drexel University, Philadelphia, 22-24 Sep. 1985

/119/ AMIR I., BILGUTAY N.M., NEWHOUSE V.L.
Analysis and comparison of some frequency compounding algorithms for the reduction of ultrasonic clutter
Proc. Symp. on Computers in Ultrasound, Vol.2,
Drexel University, Philadelphia, 22-24 Sep. 1985

/120/ NEWHOUSE V.L., KARPUR P., ROSE J.L., AMIR I.
Optimal clutter suppression of targets embedded in gaussian noise with unknown variance
Proc. Symp. on Computers in Ultrasound, Vol.2,
Drexel University, Philadelphia, 22-24 Sep. 1985

/121/ PAPOULIS A., CHAMZAS C.
Improvement of range resolution by spectral extrapolation
Ultrasonic Imaging 1, 1979, p.121-135

/122/ PARKER J.A., KENYON R.V., TROXEL D.E.
Comparison of interpolating methods for image resampling
IEEE Trans. on Medical Imaging, Vol. MI-2, No.1, 1983, p.31-39

/123/ GREENLEAF J.F., JOHNSON S.A., SAMAYOA W.F., HANSEN C.R.
Refractive Index by reconstruction: Use to improve compound B-scan resolution
in: Acoustical Holography, Vol. 7, p.263-273
Plenum, New York, 1977

/124/ JOHNSON S.A., GREENLEAF J.F., RAJAGOPALAN B., TANAKA M.
Algebraic and analytic inversion of acoustic data from partially or fully enclosing apertures
in: Acoustical Imaging, Vol. 8, p.577-598
Plenum, New York, 1978

/125/ WADE G., ELLIOTT S., KHOGEER I., FLESHER G., EISLER J., MENSA D., RAMESH N.S., HEIDBREDER G.
Acoustic echo computer tomography
in: Acoustical Imaging, Vol.8, p.565-576

/126/ CORL P.D., KINO G.S., DESILETS C.S., GRANT P.M.
A digital synthetic focus acoustic imaging system
in: Acoustical Imaging, Vol.8, p.39-53

/127/ JOHNSON S.A., GREENLEAF J.F., RAJAGOPALAN B., BAHN R.C.
Progress in using ray tracing for improved ultrasonic tissue parameter imaging
Proc. 3. Int'l. Symp. on US-Imaging a. Tissue-Charac.
Washington, 1978, p.13-17

/128/ JOHNSON S.A., GREENLEAF J.F., TANAKA M., RAJAGOPALAN B., BAHN R.C.
Quantitative synthetic aperture reflection imaging with correction for refraction and attenuation: application of seismic techniques in medicine
Proc. San Diego Biomedical Symp., 1978, p.337-349

/129/ NORTON S.J., LINZER M.
Ultrasonic refelctivity tomography: Reconstruction with circular transducer arrays
Ultrasonic Imaging 1, 1979, p.154-184

/130/ JOHNSON S.A., GREENLEAF J.F., RAJAGOPALAN B., BAHN R.C.
Ultrasound images corrected for refraction and attenuation: A comparison of new high resolution methods
in: /7/, p.55-71

/131/ NORTON S.J., LINZER M.
Ultrasonic reflectivity imaging in three dimensions: Reconstruction with spherical transducer arrays
Ultrasonic Imaging 1, 1979, p.210-231

/132/ HILLER D., ERMERT H.
Tomographic reconstruction of B-scan images
in: Acoustical Imaging, Vol.10 (Hrsg. ALAIS, METHERELL), p.347-364, Plenum, New York, 1980

/133/ NORTON S.J., LINZER M.
Ultrasonic reflectivity imaging in three dimensions: Exact inverse scattering solutions for plane, cylindrical and spherical apertures
IEEE Trans. on Biomedical Engineering, Vol. BME-28, No.2, 1981, p.202-220

/134/ ROBINSON D.E., KNIGHT P.C.
Computer reconstruction techniques in compound scan pulse-echo imaging
Ultrasonic Imaging 3, 1981, p.217-234

/135/ RAST R.H.

Theoretische und experimentelle Untersuchungen zur Anwendung verschiedener Ultraschall-CT-Verfahren in der Urologie
Diplomarbeit 1981, Lehrst. f. HF-Technik, Univ. Erlangen-Nürnberg

/136/ HILLER D., ERMERT H.
Ultrasound computerized tomography using transmission and reflection mode: An experimental comparism
Ultrasonics Int'l 81 Conf. Proc., Brighton, 30.6.-2.7. 1981, p.235-240

/137/ MADERLECHNER G., et al
Experimental results of computerized ultrasound echo tomography
in: Acoustical Imaging, Vol.10 (Hrsg. ALAIS, METHERELL), p.415-426
Plenum, New York, 1982

/138/ HILLER D., ERMERT H.
Ultrasound computerized tomography using transmission and reflection mode: Application to medical diagnosis
in: Acoustical Imaging, Vol.12 (Hrsg. ASH, HILL), p.553-563
Plenum, New York, 1982

/139/ ERMERT H., HILLER D.
Medical imaging by various modes of ultrasound computerized tomography
Proc. ISMII 82 IEEE Computer Society, Berlin, 26-28 Oct. 1982, p. 460-462

/140/ STEIN N., PFANNENSTIEL P., LOCH E.G, VON SEELEN W.
Automatic evaluation of B-scan ultrasound images and reconstruction tomography
Abstracts and Program of 8. Int'l. Symp. on Ultrasonic Imaging and Tissue Chracterization, Washington, 5-8 June 1983

/141/ HILLER D.
Ultraschall-Abbildung mittels rückgestreuter Signale nach einem verallgemeinerten Computertomographie-Konzept
Dissertation, Universität Erlangen-Nürnberg, Erlangen 1984

/142/ HILLER D., ERMERT H.
System Analysis of Ultrasound Reflection Mode Computerized Tomography
IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics, Vol. SU-31, No.4, 1984 p.240-250

/143/ ROBINSON D.E.
Digital reconstruction and display of compound scan ultrasound images
IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics, Vol. SU-31, No.4, 1984 p.396-406

/144/ KIM J.H., PARK S.B., JOHNSON S.A.
Tomographic imaging of ultrasonic reflectivity with correction for acoustic speed variations

Ultrasonic Imaging 6, 1984, p.304-312

/145/ GREENLEAF J.F.
Computed tomography from ultrasound scattered by biological tissues
SIAM-AMS (American mathematical society) Proc., Vol.14, 1984, p.53-63

/146/ WALZ H.
Untersuchungen zur Auflösung von Ultraschall-Computer-Tomographie-Verfahren in inhomogenen Medien
Diplomarbeit 259, Lehrst. f. HF-Technik, Universität Erlangen-Nürnberg, 1983

/147/ FILLER K.J.
Erstellung eines Makro-Cross-Assemblers und weiterer Cross-Software in Pascal für einen Bit-Sclice-Prozessor
Diplomarbeit 283, Lehrst. f. HF-Technik, Universität Erlangen-Nürnberg, 1984

/148/ FLUHRER M.
Zweidimensionale Filterung und Verarbeitung von Ultraschallbildern
Studienarbeit 302, Lehrst. f. HF-Technik, Universitat Erlangen-Nürnberg, 1984

/149/ BENY F.
Implementierung spezieller Befehle als Mikroprogramm auf einem Bit-Slice-Prozessor
Diplomarbeit 312, Lehrst. f. HF-Technik, Universitat Erlangen-Nürnberg, 1985

/150/ RÖHRLEIN G., ERMERT H.
Limited angle reflection mode computerized tomography
in: Acoustical Imaging, Vol.14 (Ed. BERKHOUT A.J. et al), Plenum, New York, 1985, pp. 413-424

/151/ ERMERT H., RÖHRLEIN G., LUTZ H., SCHMIDT H., ROTT H.-D.
Prinzip, Technik und Einsatzmöglichkeiten der Computer-Tomographie mit Ultraschall-Echosignalen
Medizin-Technik 85, Stuttgart, 18.-20. Sept. 1985

/152/ DINES K.A., GOSS S.A.
Computed ultrasonic reflection tomography
Proc. Symp. on Computers in Ultrasound, Drexel University, Philadelphia, 22-24 Sep. 1985, Sec. 4-2

/153/ MOSHFEGHI M., HANSTEAD P.D.
Ultrasound reflection tomography of cylindrical rods
Ultrasonics, Sep. 1985, p.206-214

/154/ EINIGHAMMER H.J.
Ultrasonic rotational compound scans of the breast
Diagn.Imag.clin.Med. 54, 1985, p.223-228

/155/ BIRZER J.
Entwurf eindimensionaler Filter für die Ultraschall-Reflexions-Computer-Tomographie mit begrenztem Winkelbereich
Studienarbeit 335, Lehrst. f. HF-Technik, Universität Erlangen-Nürnberg, 1985

/156/ OPPELT R., ERMERT H.
Transfer function analysis of a quasioptical ultrasonic imaging system
Ultrasonic Imaging 6, 1984, p.324-341

/157/ HUANG T.S.
Two-dimensional windows
IEEE Trans. Audio and Electroacoustics, Vol. AU-20, 1972, p.88-89

/158/ STARK H.
Sampling theorems in polar coordinates
J.Opt.Soc.Am., Vol.69, No.11, 1979, p.1519-1525

/159/ STRUTT J.W. (LORD RALEIGH)
Phil. Mag. 10, 73, 1880

/160/ DWIGHT H.B.
Tables of integrals and other mathematical data
Macmillan, NewYork, 1961

/161/ GEHLBACH S.M.
Quantitative analysis of acoustic speckle
Ultrasonic Imaging 5, 1983, p. 190

/162/ DICKINSON R.J.
A computer model for speckle in ultrasound images: theory and application
Acoustical Imaging, Vol. 10 (Ed. ALAIS P., METHERELL A.F.), Plenum, NewYork, 1980, pp. 115-129

/163/ OOSTERVELD B.J., THIJSSEN J.M., VERHOEF W.A.
Texture of B-mode echograms: 3D-simulations and experiments of the effects of diffraction and scatterer density
Ultrasonic Imaging 7, 1985, pp. 142-160

/164/ HASSLER D.A., TRAUTENBERG E.A., FRIEDRICH M., SPARRENBERG A.
Breast-scanner for clinical evaluation of the ultrasonic computed tomography in reflection mode
Proc. of WFUMB 85, Sydney, 14.-19. July 1985, Pergamon, pp.360-361

/165/ SATRAPA J.
Qualitätskontrolle von Ultraschall-Diagnostischen Geräten mit Testphantomen
Ultraschall-Diagnostik 1985, Dreiländer-Treffen Zürich
1.-4. Dez. 1985

/166/ ROTT H.-D., ERMERT H., RÖHRLEIN G.

Ultraschallbefunde bei Muskeldystrophien
Prog. 19. Tagung Ges. f. Anthropologie u. Humangenetik
München, 16.-19. Okt. 1985, S. 159

/167/ KATAKURA K., OGAWA T., UMEMURA S. et al
In vivo sound speed measurements in the reflection mode
Proc. WFUMB 85, Pergamon, Sydney, 1985, p. 516

/168/ ROBINSON D.E., CHEN F., WILSON L.S.
Measurement of velocity of propagation from ultrasound pulse-echo data
Ultrasound in Med. & Biol., Vol. 8, No.4, 1982, pp. 413-420

/169/ OPHIR J., GHOUSE M., FERRARI L.
Attenuation estimation with the zero-crossing method
Proc. WFUMB 85, Pergamon, Sydney, 1985, p.529

/170/ SCHMIDT H.G., RÖHRLEIN G., ERMERT H., HEYDER N., LUTZ H.
Ultraschall-Computertomographie der Schilddrüse
9. Tagung der deutschspr. Ges. f. Ultraschalldiagnostik,
Drei-Länder-Treffen, Zürich, 1.-4 Dez. 1985, S. 33

/171/ KÖRBER R.
Untersuchungen zur Ultraschall-Abbildung von Knochenstrukturen
Studienarbeit Nr. 215, 1981, Lehrst. f. Hochfrequenztechnik,
Universität Erlangen-Nürnberg

Danksagung

Die vorliegende Arbeit entstand im Anschluß an ein vom Bundesministerium für Forschung und Technologie gefördertes Forschungsvorhaben mit dem Thema "Erprobung der Ultraschall-Computertomographie (UCT) zur Diagnostik kleiner Organe (Schilddrüse und Hoden)", welches am Lehrstuhl für Hochfrequenztechnik durchgeführt wurde.

Herrn Prof. Dr.-Ing. H. Ermert danke ich für die Themenanregung, das stete Interesse an der Durchführung der Arbeit und den vielen hilfreichen Diskussionen und Ratschlägen.

Herrn Prof. Dr.-Ing. H. Brand, dem Vorstand des hochfrequenztechnischen Instituts, sei für die Impulse zur Thematik und für die Bereitstellung der Infrastruktur am Institut ebenfalls herzlich gedankt.

Mein Dank gilt weiterhin allen beteiligten Klinikärzten für die erhebliche Unterstützung und Förderung bei den medizinischen Untersuchungen.

Meinen Kollegen danke ich für wertvolle Diskussionen, insbesondere auch Dipl.-Ing. G. Prokoph und Dipl.-Ing. J. Schmolke für die großen Hilfeleistungen bei den Hardwarearbeiten, sowie den Werkstätten für die sehr gute und konstruktive Zusammenarbeit bei der Ausarbeitung der Versuchsaufbauten.

Herrn Prof. Dr.-Ing. W. Schüßler danke ich für die Übernahme des Koreferats.

Besonders bedanken möchte ich mich bei meiner Familie für ihr Verständnis und ihre Geduld, die sie mir während des Abfassung dieser Arbeit entgegenbrachte.

Lebenslauf

Name:	Gerhard Röhrlein
Geburtsdatum:	19.06.1957 in Stadtsteinach
Vater:	Hans Röhrlein, Bau-Ingenieur
Mutter:	Maria Röhrlein geb. Trenner
Familienstand:	verheiratet, zwei Kinder
Ausbildung:	1.9.1963 bis 21.7.1967 Grundschule Untersteinach
	1.9.1967 bis 25.6.1976 Markgraf-Georg-Friedrich-Gymnasium, Kulmbach
	1.10.1977 bis 19.10.1982 Studium der Elektrotechnik an der Universität Erlangen-Nürnberg
Wehrdienst:	1.7.1976 bis 30.9.1977
Prüfungen:	Reifeprüfung bestanden am 25.6.1976 Markgraf-Georg-Friedrich-Gymnasium, Kulmbach
	Diplomprüfung im Fachgebiet Elektrotechnik bestanden am 19.10.1982 Universität Erlangen-Nürnberg
Tätigkeiten:	6.12.1982 bis 31.12.1985 Wissenschaftlicher Mitarbeiter am Lehrstuhl für Hochfrequenztechnik Universität Erlangen Nürnberg
	seit 15.1.1986 Entwicklungsingenieur Siemens AG, UB Med, Erlangen

Offsetdruck · Fotodruck · Hogl · Hauptstraße 109 · 8520 Erlangen · Tel. 0 91 31 / 2 29 90